

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 08-294485

(43)Date of publication of application : 12.11.1996

(51)Int.Cl.

A61B 6/03  
G06F 19/00  
// A61B 5/055

(21)Application number : 08-041016

(71)Applicant : TOSHIBA CORP

(22)Date of filing : 28.02.1996

(72)Inventor : OISHI SATORU  
TAGUCHI KATSUYUKI  
OHASHI AKINAMI

(30)Priority

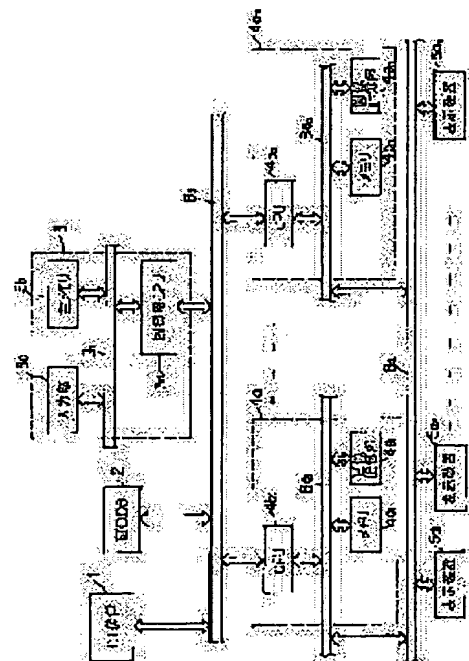
Priority number : 07 40718 Priority date : 28.02.1995 Priority country : JP

## (54) PICTURE DISPLAY SYSTEM AND METHOD USING SUCH SYSTEM

(57)Abstract:

PURPOSE: To reduce burden and time of the an image reader concerning comparative image reading by specifying a first part of tomographic images with nearly an identical anatomical tomographic position, setting a tomographic image based on the positional information between this pair of tomographic images and on the tomographic space of a three dimensional image and displaying it on an output device.

CONSTITUTION: A controller 3 reads out plural groups of tomographic image data from an image data base 2 through the processing by a controlling CPU 3a, allocating image processors 4a1-4am and display devices 5a1-5an corresponding to the three dimensional image data thus read out. In addition, the positioning is also performed among those plural groups of tomographic image data. The image processors 4a1-4am perform image processing in accordance with the display conditions, for each three dimensional image data allocated through the processing by CPU 4b1-4bm, sending the signals to the allocated display devices 5a1-5an so as to be displayed.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

07.02.2003

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 08-294485

(43)Date of publication of application : 12.11.1996

(51)Int.Cl. A61B 6/03

G06F 19/00

// A61B 5/055

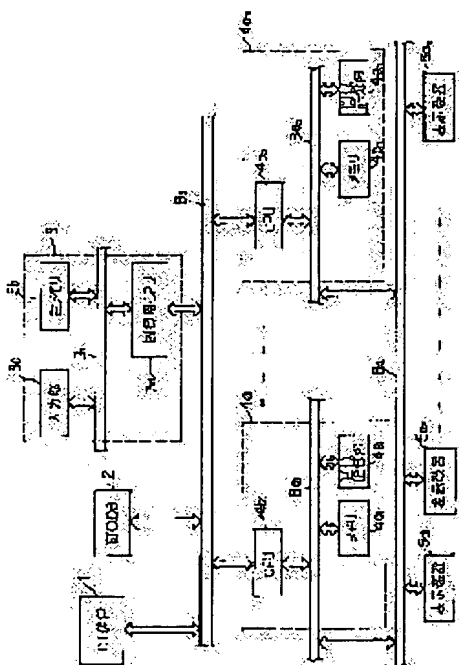
(21)Application number : 08-041016 (71)Applicant : TOSHIBA CORP

(22)Date of filing : 28.02.1996 (72)Inventor : OISHI SATORU  
TAGUCHI KATSUYUKI  
OHASHI AKINAMI

(30)Priority

Priority number : 07 40718 Priority date : 28.02.1995 Priority country : JP

## (54) PICTURE DISPLAY SYSTEM AND METHOD USING SUCH SYSTEM



(57)Abstract:

PURPOSE: To reduce burden and time of the an image reader concerning comparative image reading by specifying a first part of tomographic images with nearly an identical anatomical tomographic position, setting a tomographic image based on the positional information between this pair of tomographic images and on the tomographic space of a three dimensional image and displaying it on an output device.

CONSTITUTION: A controller 3 reads out plural groups of tomographic image data from an image data base 2 through the processing by a controlling CPU 3a, allocating image processors 4a1-4am and display devices 5a1-5an corresponding to the three dimensional image data thus read out. In addition, the positioning is also performed among those plural groups of tomographic image data. The image processors 4a1-4am perform image processing in accordance

with the display conditions, for each three dimensional image data allocated through the processing by CPU 4b1-4bm, sending the signals to the allocated display devices 5a1-5an so as to be displayed.

\* NOTICES \*

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

---

## CLAIMS

---

[Claim(s)]

[Claim 1] The image display system which displayed two or more sets of three dimensional images which consist of the tomogram for two or more sheets acquired by inspection of the multiple times based on at least one medical picture photography modality characterized by providing the following on the output device. the anatomical fault position out of two or more aforementioned sets of three dimensional images -- abbreviation -- a specification means to specify 1st at least one same tomogram pair the fault interval of at least one three dimensional image in two or more aforementioned sets of three dimensional images, and the positional information between the tomogram pairs of the above 1st -- being based -- the anatomical fault position aforementioned [ out of two or more aforementioned sets of three dimensional images ] -- abbreviation -- a tomogram pair setting means to set up at least one same tomogram pair A display-control means to display at least one set-up tomogram pair on the aforementioned output device.

[Claim 2] the aforementioned tomogram pair setting means -- the aforementioned anatomical fault position -- abbreviation -- the image display system according to claim 1 which is a means to derive the same tomogram pair automatically

[Claim 3] The aforementioned display-control means is the image display system according to claim 2 it was made to display on the aforementioned output device while synchronizing two or more tomograms which constitute each tomogram pair in two or more aforementioned tomogram pairs.

[Claim 4] The aforementioned display-control means is the image display system according to claim 3 it was made to display two or more aforementioned tomogram pairs on the aforementioned output device one by one for every predetermined interval.

[Claim 5] The image display system according to claim 3 characterized by providing the following. The aforementioned specification means is the 1st specification means which specifies the three dimensional image which serves as criteria out of two or more aforementioned sets of three dimensional images. at least one tomogram in this criteria three dimensional image, and the aforementioned anatomical fault position -- abbreviation -- the 2nd specification means which specifies the tomogram in the same remaining three dimensional image that all three dimensional images are associated indirectly

[Claim 6] The aforementioned specification means is an image display system according to claim 3 which is a selection means to choose the tomogram pair of the above 1st automatically from the aforementioned three dimensional images.

[Claim 7] The aforementioned selection means is the image display system according to claim 6 which chose the tomogram pair of the above 1st using the characteristic quantity of each tomogram which forms two or more aforementioned sets of three dimensional images.

[Claim 8] The aforementioned positional information is an image display system according to claim 3 which is the position-coordinate information based on the axis of coordinates set up in the direction perpendicular to the tomographic layer of the aforementioned three dimensional image.

[Claim 9] A means by which the aforementioned tomogram pair setting means computes the amount of gaps of the position-coordinate information between two or more aforementioned sets of three dimensional images, A means to search for the relative position coordinate between 3-dimensional each pictures based on the amount of gaps of the aforementioned position-coordinate information, A specification means to specify arbitrary positions on the relative position coordinate between the aforementioned 3-dimensional each pictures, It is the image display system according to claim 8 which was equipped with a means to ask for the tomogram corresponding to this specified position out of a 3-dimensional each picture, and the aforementioned display-control means makes a tomogram pair the tomogram group called for from the 3-dimensional each picture, respectively, and was displayed on the aforementioned output device.

[Claim 10] The means to search for is an image display system according to claim 9 which is a means to ask for the tomogram corresponding to the specified position concerned by interpolation processing using the tomogram for at least one sheet of the position near [ aforementioned ] the specified position when there is no tomogram corresponding to the position by which specification was carried out [ aforementioned ] the account of before.

[Claim 11] The means to search for is an image display system according to claim 9 which is a means to choose the tomogram for the position near [ when there is no tomogram corresponding to the position by which specification was carried out / aforementioned ] the position by which specification was carried out / aforementioned / from 3-dimensional each pictures as a tomogram corresponding to the aforementioned specified position the account of before.

[Claim 12] The account of before When the means to search for does not have a tomogram corresponding to the position by which specification was carried out [ aforementioned ], It is a means to choose the tomogram for the pair of the position contiguous to the position by which specification was carried out [ aforementioned ] on the aforementioned axis of coordinates from 3-dimensional each pictures as a tomogram corresponding to the aforementioned specified position. the aforementioned display-control means The image display system according to claim 9 which displayed for every pair that the tomogram for the aforementioned pair corresponding to the aforementioned specified position became the group of the tomogram pair in the whole on the aforementioned output device.

[Claim 13] each tomogram for two or more aforementioned sets of three dimensional images -- abbreviation -- it acquires at intervals of an equal fault -- having -- the aforementioned tomogram pair setting means -- the aforementioned abbreviation -- the positional information between an equal fault interval and the tomogram pair of

the above 1st -- being based -- the anatomical fault position aforementioned [ out of two or more aforementioned sets of three dimensional images ] -- abbreviation -- the image display system according to claim 1 which set up at least one same tomogram pair

[Claim 14] It is the image display system according to claim 3 which the aforementioned output device was equipped [ system ] with two or more monitors arranged by the layered structure, and made it display that a part of two or more tomograms [ at least ] concerned adjoined mutually two or more tomograms in which the aforementioned display-control means forms the aforementioned tomogram pair at the monitor of the aforementioned plurality respectively.

[Claim 15] The aforementioned display-control means is the image display system according to claim 14 make [ system ] the same a part of picture parameters [ at least ], such as a luminosity of two or more tomograms which constitute the aforementioned tomogram pair in each aforementioned monitor, contrast, and a picture filter applied, and it was made to display two or more tomograms concerned on each monitor concerned, respectively.

[Claim 16] It is the image display system according to claim 3 the aforementioned output device is equipped [ system ] with at least one monitor with two or more viewing areas, and it was made to display on two or more aforementioned viewing areas two or more tomograms in which the aforementioned display-control means forms the aforementioned tomogram pair, respectively.

[Claim 17] It is the image display system according to claim 16 the aforementioned viewing area is arranged [ system ] in the shape of [ of a m line n train (m and n are the two or more natural numbers) ] a matrix, and it was made to display two or more tomograms from which the aforementioned display-control means constitutes the aforementioned tomogram pair on the line or train of the aforementioned viewing area which adjoined mutually, respectively.

[Claim 18] The aforementioned display-control means is the image display system according to claim 3 on which it was made to display the subtraction picture which was equipped with the subtraction processing means of two or more tomograms which form the aforementioned tomogram pair which carries out subtraction processing of the tomogram for a couple at least, and was acquired by this subtraction processing by the aforementioned output device.

[Claim 19] The image display system which displayed two or more sets of three dimensional images which consist of the tomogram for two or more sheets acquired by inspection of the multiple times based on at least one medical picture photography modality characterized by providing the following on the output device. A means to set up an area of interest on the 1st arbitrary tomogram for one sheet out of the tomogram for two or more sheets displayed on the aforementioned output device. the 1st tomogram of the above out of two or more aforementioned sets of those other than the three dimensional image containing the 1st tomogram to which the aforementioned area of interest was set of three dimensional images, and an anatomical fault position -- abbreviation -- a means to specify the 2nd tomogram which is the one same arbitrary sheet A conversion means to change the picture of the aforementioned area-of-interest portion of the 1st tomogram of the above into the picture of the portion equivalent to the aforementioned area of interest on the

tomogram for the above 2nd.

[Claim 20] The image display system which displayed two or more sets of three dimensional images which consist of the tomogram for two or more sheets acquired by inspection of the multiple times based on at least one medical picture photography modality characterized by providing the following on the output device. the anatomical fault position out of two or more aforementioned sets of three dimensional images -- abbreviation -- a specification means to specify 1st at least one same tomogram pair the fault interval of at least one three dimensional image in two or more aforementioned sets of three dimensional images, and the positional information between the tomogram pairs of the above 1st -- being based -- the anatomical fault position aforementioned [ out of two or more aforementioned sets of three dimensional images ] -- abbreviation -- a tomogram pair setting means to set up at least one same tomogram pair A display-control means to display at least one set-up tomogram pair on the aforementioned output device one by one. A means to set up an area of interest on the 1st arbitrary tomogram for one sheet out of two or more tomograms which constitute the tomogram pair displayed on the aforementioned output device, A means to specify the 2nd arbitrary tomogram for one sheet out of two or more tomograms concerned other than the 1st tomogram to which the aforementioned area of interest was set, and a conversion means to change the picture of the aforementioned area-of-interest portion of the 1st tomogram of the above into the picture of the portion equivalent to the aforementioned area of interest on the tomogram for the above 2nd.

[Claim 21] The image display method using the image display system which displayed two or more sets of three dimensional images which consist of the tomogram for two or more sheets acquired by inspection of the multiple times based on at least one medical picture photography modality characterized by providing the following on the output device. the anatomical fault position out of two or more aforementioned sets of three dimensional images -- abbreviation -- the step which specifies 1st at least one same tomogram pair the fault interval of at least one three dimensional image in two or more aforementioned sets of three dimensional images, and the positional information between the tomogram pairs of the above 1st -- being based -- the anatomical fault position aforementioned [ out of two or more aforementioned sets of three dimensional images ] -- abbreviation -- the step which sets up at least one same tomogram pair The step which displays at least one set-up tomogram pair on the aforementioned output device one by one.

---

[Translation done.]

**\* NOTICES \***

**Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.**

1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

2.\*\*\*\* shows the word which can not be translated.

3.In the drawings, any words are not translated.

---

## DETAILED DESCRIPTION

---

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[The technical field to which invention belongs] the image display system which displays two or more sets of tomogram groups for a diagnosis (three dimensional image) from which this invention was obtained by two or more inspection, and the image display method using the system -- starting -- especially -- the anatomical position out of two or more sets of three dimensional images -- abbreviation -- it is related with the image display system used in case the interpretation of radiogram of the group (henceforth a tomogram pair) of the same tomogram is compared and carried out, and the image display method using the system

[0002]

[Description of the Prior Art] It is identically large to an existence diagnosis and a differential diagnosis to carry out the comparison interpretation of radiogram of the three dimensional image (tomogram for two or more sheets) obtained by inspecting multiple times by different medical picture photography modality (for example, CT equipment, MRI equipment, etc.), and it is contributing. In addition, in this invention, it is referred to as having mentioned above with the comparison interpretation of radiogram the same or to compare and carry out the interpretation of radiogram of the tomogram obtained by different medical picture photography modality.

[0003] Since generating of an unusual part is recognized as change between pictures in the inspection picture photoed especially newly as compared with the inspection picture of the past of the same analyte, it is known well that the accuracy of a diagnosis will improve.

[0004] for example, by the case where the comparison interpretation of radiogram is carried out, the tomogram for two or more sheets obtained by two different inspection (1st inspection, 2nd inspection), respectively Two image display systems are prepared beforehand, the tomogram for two or more sheets (the 1st three dimensional image) obtained by the 1st inspection is displayed on the monitor of one image display system, and the tomogram for two or more sheets (the 2nd three dimensional image) obtained by the 2nd inspection is displayed on the monitor of the image display system of another side.

[0005] And the 1st three dimensional image and the 2nd three dimensional image were displayed one by one, operating the two image display systems separately, the tomogram for the couple of the fault (regarded) position (henceforth an anatomical fault position) in an analyte which can be judged to be anatomical almost the same was chosen in each system, and the comparison interpretation of radiogram was performed.

[0006]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] the case where the comparison interpretation of radiogram of the tomogram for two or more sheets obtained by two inspection which is different as mentioned above is carried out -- the tomogram for two or more sheets to an anatomical fault position -- abbreviation -- you have to



choose the tomogram for the same couple. However, selection of the tomogram for the couple has the following troubles, when carrying out the comparison interpretation of radiogram of the whole three dimensional image. Therefore, the comparison interpretation of radiogram was [ only being used now for a part of differential diagnosis which should just compare some tomograms in a three dimensional image, and ].

[0007] the case where the fault interval (slice interval) of a three dimensional image to compare differs from a trouble (1) -- an anatomical fault position -- abbreviation -- whenever [ which compares the tomogram pair of the same couple ] -- the anatomical fault position of a degree -- abbreviation -- in order to have to find the same tomogram pair, the interpretation-of-radiogram person had spent very many efforts on the operation. Moreover, since only the number of the tomograms which the operation which updates the tomogram one after another compares is needed in case the tomogram is updated one by one in order to compare the whole three dimensional image even if a fault interval is the same by chance, for an interpretation-of-radiogram person, this is also troublesome processing and the burden has increased it.

[0008] Since the sizes of the arbitrary parts in a tomogram differ between inspection pictures when it differs between the inspection pictures which the ratio of the spatial distance of trouble (2) and a display image, and a real object compares, you have to match for every part to observe using anatomical knowledge. Therefore, an interpretation-of-radiogram person's burden was large.

[0009] In order to have to carry out the comparison interpretation of radiogram, always doubling an anatomical fault position after finding the tomogram whose anatomical fault position suited at once when the tomogram intervals obtained with trouble (3) and test equipment differ, the interpretation-of-radiogram person needed very many efforts.

[0010] It was very difficult to have made a part or all of display conditions of a filter (only henceforth a filter) concerning the properties and pictures of a monitor, such as a trouble (4), WW and WL, brightness, contrast, a look-up table, and gamma characteristics, such as a kind, in agreement by each image display system. For example, in order to double WW, WL, a look-up table, and the kind of filter, several times need to be set up for every picture to compare, and an interpretation-of-radiogram person's burden increased. Moreover, since the exact level of brightness or contrast generally had not been numerically grasped when the comparison interpretation of radiogram is carried out between different monitors, it was very difficult to double this and it was very inconvenient on the occasion of the comparison interpretation of radiogram.

[0011] Moreover, since several setup was needed for every picture compared as well as WW etc. though it is able to grasp the exact level of the brightness and contrast as a numeric value, it was very troublesome. Furthermore, when it was not at the product-design or shipment time, since it was impossible, it was very inconvenient on the occasion of the comparison interpretation of radiogram to have doubled the property of the monitor itself, such as gamma characteristics.

[0012] It is [ case / where the film output which can record many pictures is possible when much window displays are possible / the case where it is arranging in a layered

structure so that the monitor displays may be easy to compare a trouble (5) and two or more monitors of each other, and ] required for the position of the adjoining upper and lower sides in two or more monitors, two or more windows, or the position on a film that is easy to compare, for example, a corresponding viewing area, etc. to bring a comparison picture. In order for that to have to redisplay a comparison picture on the target position, an interpretation-of-radiogram person's burden was large.

[0013] what was made in order that this invention might solve all the troubles mentioned above -- it is -- the beginning -- an anatomical fault position -- abbreviation, after specifying the same tomogram pair other anatomical fault positions -- abbreviation -- the same tomogram pair -- for example, by offering automatically the image display system which can moreover be displayed one by one in a comparison interpretation-of-radiogram plain-gauze cone display mode for an interpretation-of-radiogram person Let it be the purpose to reduce sharply the cost concerning a burden, and interpretation-of-radiogram time and the interpretation of radiogram of the interpretation-of-radiogram person concerning the comparison interpretation of radiogram.

[0014]

[Means for Solving the Problem] According to the image display system indicated to the claim 1 in order to attain the aforementioned purpose In the image display system which displayed two or more sets of three dimensional images which consist of the tomogram for two or more sheets acquired by inspection of the multiple times based on at least one medical picture photography modality on the output device the anatomical fault position out of two or more aforementioned sets of three dimensional images -- abbreviation -- with a specification means to specify 1st at least one same tomogram pair It is based on the fault interval of at least one three dimensional image in two or more aforementioned sets of three dimensional images, and the positional information between the tomogram pairs of the above 1st. the anatomical fault position aforementioned [ out of two or more aforementioned sets of three dimensional images ] -- abbreviation -- it has a tomogram pair setting means to set up at least one same tomogram pair, and a display-control means to display at least one set-up tomogram pair on the aforementioned output device

[0015] according to the image display system especially indicated to the claim 2 -- the aforementioned tomogram pair setting means -- the aforementioned anatomical fault position -- abbreviation -- it is a means to derive the same tomogram pair automatically

[0016] It is made to display the aforementioned display-control means on the aforementioned output device according to the image display system especially indicated to the claim 3, synchronizing two or more tomograms which constitute each tomogram pair in two or more aforementioned tomogram pairs.

[0017] It is made to display two or more aforementioned tomogram pairs on the aforementioned output device one by one for every predetermined interval according to the image display system especially indicated to the claim 4.

[0018] moreover, the 1st specification means which specifies the three dimensional image to which the aforementioned specification means serves as criteria out of two or more aforementioned sets of three dimensional images according to the image-display system especially indicated to the claim 5, at least one tomogram in

this criteria three dimensional image, and the aforementioned anatomical fault position -- abbreviation -- it has the 2nd specification means which specifies the tomogram in the same remaining three dimensional image that all three dimensional images are associated indirectly

[0019] Furthermore, according to the image display system indicated to the claim 6, the aforementioned specification means is a selection means to choose the tomogram pair of the above 1st automatically from the aforementioned three dimensional images.

[0020] It is made for the aforementioned selection means to choose the tomogram pair of the above 1st further again using the characteristic quantity of each tomogram which forms two or more aforementioned sets of three dimensional images according to the image display system indicated to the claim 7.

[0021] And according to the image display system indicated to the claim 8, the aforementioned positional information is position-coordinate information based on the axis of coordinates set up in the direction perpendicular to the tomographic layer of the aforementioned three dimensional image.

[0022] According to the image display system indicated to the claim 9, the aforementioned tomogram pair setting means A means to compute the amount of gaps of the position-coordinate information between two or more aforementioned sets of three dimensional images, A means to search for the relative position coordinate between 3-dimensional each pictures based on the amount of gaps of the aforementioned position-coordinate information, A specification means to specify arbitrary positions on the relative position coordinate between the aforementioned 3-dimensional each pictures, It has a means to ask for the tomogram corresponding to this specified position out of a 3-dimensional each picture, and is made to display the aforementioned display-control means on the aforementioned output device by making into a tomogram pair the tomogram group called for from the 3-dimensional each picture, respectively.

[0023] According to the image display system especially indicated to the claim 10, the account of before, the means to search for is a means to ask for the tomogram corresponding to the specified position concerned by interpolation processing using the tomogram for at least one sheet of the position near [ aforementioned ] the specified position, when there is no tomogram corresponding to the position by which specification was carried out [ aforementioned ].

[0024] Moreover, according to the image display system especially indicated to the claim 11, the account of before, the means to search for is a means to choose the tomogram for the position near the position by which specification was carried out [ aforementioned ] from 3-dimensional each pictures as a tomogram corresponding to the aforementioned specified position, when there is no tomogram corresponding to the position by which specification was carried out [ aforementioned ].

[0025] According to the image display system indicated to the claim 12, the account of before furthermore, the means to search for When there is no tomogram corresponding to the position by which specification was carried out [ aforementioned ], it is a means to choose the tomogram for the pair of the position contiguous to the position by which specification was carried out [ aforementioned ] on the aforementioned axis of coordinates from 3-dimensional each pictures as a

tomogram corresponding to the aforementioned specified position. It is made for the aforementioned display-control means to display for every pair that the tomogram for the aforementioned pair corresponding to the aforementioned specified position becomes the group of the tomogram pair in the whole on the aforementioned output device.

[0026] according to the image display system indicated to the claim 13 on the other hand -- each tomogram for two or more aforementioned sets of three dimensional images -- abbreviation -- it acquires at intervals of an equal fault -- having -- the aforementioned tomogram pair setting means -- the aforementioned abbreviation -- the positional information between an equal fault interval and the tomogram pair of the above 1st -- being based -- the anatomical fault position aforementioned [ out of two or more aforementioned sets of three dimensional images ] -- abbreviation -- it is made to set up at least one same tomogram pair

[0027] And according to the image display system indicated to the claim 14, the aforementioned output device is equipped with two or more monitors arranged by the layered structure, and a part of two or more tomograms [ at least ] concerned are making it, as for the aforementioned display-control means, display on two or more aforementioned monitors, respectively that two or more tomograms which form the aforementioned tomogram pair adjoin mutually.

[0028] The aforementioned display-control means makes the same a part of picture parameters [ at least ], such as a luminosity of two or more tomograms which constitute the aforementioned tomogram pair in each aforementioned monitor, contrast, and a picture filter applied, and it is made to display two or more tomograms concerned on each monitor concerned, respectively according to the image display system especially indicated to the claim 15.

[0029] Moreover, the aforementioned output device is equipped with at least one monitor with two or more viewing areas, and it is made for the aforementioned display-control means to display on two or more aforementioned viewing areas two or more tomograms which form the aforementioned tomogram pair, respectively according to the image display system especially indicated to the claim 16.

[0030] Furthermore, the aforementioned viewing area is arranged in the shape of [ of a m line n train (m and n are the two or more natural numbers) ] a matrix, and it is made for the aforementioned display-control means to display two or more tomograms which constitute the aforementioned tomogram pair on the line or train of the aforementioned viewing area which adjoined mutually, respectively according to the image display system indicated to the claim 17.

[0031] And the aforementioned display-control means is equipped with the subtraction processing means of two or more tomograms which form the aforementioned tomogram pair which carries out subtraction processing of the tomogram for a couple at least, and it is made to display the subtraction picture acquired by this subtraction processing by the aforementioned output device according to the image display system indicated to the claim 18.

[0032] Moreover, according to the image display system indicated to the claim 19 in order to attain the aforementioned purpose In the image display system which displayed two or more sets of three dimensional images which consist of the tomogram for two or more sheets acquired by inspection of the multiple times based

on at least one medical picture photography modality on the output device A means to set up an area of interest on the 1st arbitrary tomogram for one sheet out of the tomogram for two or more sheets displayed on the aforementioned output device, the 1st tomogram of the above out of two or more aforementioned sets of those other than the three dimensional image containing the 1st tomogram to which the aforementioned area of interest was set of three dimensional images, and an anatomical fault position -- abbreviation -- with a means to specify the 2nd tomogram which is the one same arbitrary sheet It has a conversion means to change the picture of the aforementioned area-of-interest portion of the 1st tomogram of the above into the picture of the portion equivalent to the aforementioned area of interest on the tomogram for the above 2nd.

[0033] Furthermore, according to the image display system indicated to the claim 20 in order to attain the aforementioned purpose the anatomical fault position out of two or more aforementioned sets of three dimensional images -- abbreviation -- with a specification means to specify 1st at least one same tomogram pair It is based on the fault interval of at least one three dimensional image in two or more aforementioned sets of three dimensional images, and the positional information between the tomogram pairs of the above 1st. the anatomical fault position aforementioned [ out of two or more aforementioned sets of three dimensional images ] -- abbreviation -- with a tomogram pair setting means to set up at least one same tomogram pair A display-control means to display at least one set-up tomogram pair on the aforementioned output device one by one, A means to set up an area of interest on the 1st arbitrary tomogram for one sheet out of two or more tomograms which constitute the tomogram pair displayed on the aforementioned output device, It has a means to specify the 2nd arbitrary tomogram for one sheet out of two or more tomograms concerned other than the 1st tomogram to which the aforementioned area of interest was set, and a conversion means to change the picture of the aforementioned area-of-interest portion of the 1st tomogram of the above into the picture of the portion equivalent to the aforementioned area of interest on the tomogram for the above 2nd.

[0034] According to the image display method using the image display system indicated to the claim 21 further again in order to attain the aforementioned purpose In the image display method using the image display system which displayed two or more sets of three dimensional images which consist of the tomogram for two or more sheets acquired by inspection of the multiple times based on at least one medical picture photography modality on the output device the anatomical fault position out of two or more aforementioned sets of three dimensional images -- abbreviation -- with the step which specifies 1st at least one same tomogram pair It is based on the fault interval of at least one three dimensional image in two or more aforementioned sets of three dimensional images, and the positional information between the tomogram pairs of the above 1st. the anatomical fault position aforementioned [ out of two or more aforementioned sets of three dimensional images ] -- abbreviation -- it has the step which sets up at least one same tomogram pair, and the step which displays at least one set-up tomogram pair on the aforementioned output device one by one

[0035] the specification means out of two or more sets of three dimensional images

which consist of the tomogram for two or more sheets acquired by inspection of the multiple times based on at least one medical picture photography modality according to the image display system indicated to a claim 1, 18 and 20, or 21, and the image display method using the system -- minding -- an anatomical fault position -- abbreviation -- 1st at least one same tomogram pair is specified and the fault interval of at least one existing three dimensional image in two or more sets of three dimensional images and the positional information between the tomogram pairs of the above 1st (for example, position coordinate based on the axis of coordinates set up in the direction perpendicular to the tomographic layer of a three dimensional image) -- being based -- a tomogram pair setting means -- the anatomical fault position out of two or more aforementioned three dimensional images -- abbreviation -- the same tomogram pair is set up This tomogram pair is in the state with which two or more tomograms which constitute the tomogram pair concerned, for example synchronized by the display-control means, and is displayed on an output device one by one for every predetermined interval. that is, the beginning -- an anatomical fault position -- abbreviation -- only specifying the same tomogram pair -- the anatomical fault position of the following and others -- abbreviation -- the same tomogram pair is automatically displayed on an output device

[0036] since according to the image display system especially indicated to a claim 6 or 7 the first tomogram pair is automatically chosen by the selection means and is displayed through an output device using the characteristic quantity of each tomogram which forms two or more sets of three dimensional images, for example, operation of an interpretation-of-radiogram person is required -- carrying out -- an anatomical fault position -- abbreviation -- the same tomogram pair is automatically displayed through an output device one by one

[0037] According to the image display system especially indicated to the claim 9, as the aforementioned tomogram pair setting means, the amount of gaps of the position-coordinate information between two or more aforementioned sets of three dimensional images is computed by the amount calculation means of gaps, and the relative position coordinate between 3-dimensional each pictures is searched for based on the amount of gaps of the computed position-coordinate information. And arbitrary positions are specified on the relative position coordinate between 3-dimensional each pictures by the specification means, and the tomogram corresponding to this specified position is called for out of a 3-dimensional each picture. At this time, the tomogram group called for from the 3-dimensional each picture, respectively is displayed on the aforementioned output device by the display-control means as a tomogram pair.

[0038] When there is no tomogram corresponding to the specified position according to the image display system especially indicated to the claim 10 According to the image display system which asked for the tomogram corresponding to the specified position concerned by interpolation processing using the tomogram for at least one sheet of the position near the specified position, and was indicated to the claim 11 When there is no tomogram corresponding to the specified position, the tomogram for the position near the specified position is chosen from 3-dimensional each pictures as a tomogram corresponding to the aforementioned specified position. Furthermore, when there is no tomogram corresponding to the specified position, the tomogram for

the pair of the position contiguous to the position by which specification was carried out [ aforementioned ] on the aforementioned axis of coordinates is chosen from 3-dimensional each pictures as a tomogram corresponding to the aforementioned specified position, and a display-control means is displayed that the tomogram for the aforementioned pair corresponding to the specified position serves as the group of the tomogram pair in the whole on the aforementioned output device for every pair.

[0039] And according to the image display system indicated to the claim 13, each tomogram for two or more aforementioned sets of three dimensional images is in abbreviation etc. by carrying out, and is acquired at intervals of the fault. this time -- a tomogram pair setting means -- the abbreviation -- the positional information between an equal fault interval and the tomogram pair of the above 1st -- being based -- the anatomical fault position aforementioned [ out of two or more sets of three dimensional images ] -- abbreviation -- at least one same tomogram pair is set up

[0040] Moreover, according to the image display system especially indicated to the claim 14, two or more tomograms which it has two or more monitors arranged by the layered structure, and form a tomogram pair are displayed that a part of two or more tomograms [ at least ] concerned adjoin two or more monitors mutually by the display-control means, respectively on an output device.

[0041] Furthermore, according to the image display system indicated to the claim 15, it is displayed on each monitor, respectively that a part of picture parameters [ at least ], such as a luminosity of the tomogram which constitutes two or more tomogram pairs which can be set to each monitor, contrast, and a picture filter applied, become the same.

[0042] And according to the image display system indicated to the claim 16 or the claim 17, two or more tomograms which an output device is equipped with at least one monitor with two or more viewing areas arranged in the shape of [ of for example, a m line n train (m and n are the two or more natural numbers) ] a matrix, and form a tomogram pair are displayed on the line or train of the viewing area which adjoined mutually by the display-control means, respectively.

[0043] Subtraction processing especially of the tomogram of two or more tomograms which form a tomogram pair according to the image display system indicated to the claim 18 (for example, a couple) is carried out by the subtraction processing means, and the subtraction picture acquired by this subtraction processing is displayed on an output device by control of a display-control means.

[0044] On the other hand, according to the image display system indicated to a claim 19 or 20, an area of interest is set up on the 1st arbitrary tomogram for one sheet out of the tomogram for two or more sheets (for example, tomogram pair) displayed on the output device. the 1st tomogram out of two or more sets of three dimensional images other than the three dimensional image containing the 1st tomogram to which the area of interest was set, and an anatomical fault position -- abbreviation -- the 2nd tomogram which is the one same arbitrary sheet is specified And the picture of the aforementioned area-of-interest portion of the 1st tomogram is changed into the picture of the portion which is equivalent to the area of interest on the 2nd tomogram with a conversion means.

[0045]

[Embodiments of the Invention] Hereafter, the image display system which used CT

equipment as medical picture photography modality especially is explained with reference to an accompanying drawing about the operation gestalt of this invention. [0046] Drawing 1 is the outline block diagram showing an example of an image display system which used CT equipment.

[0047] This image display system is CT equipment 1, the image database (henceforth Picture DB) 2 holding the image data acquired by picture photography of CT equipment 1, the control unit 3 that performs control of the whole equipment, and image processing system 4a1 -4am [ two or more (this operation gestalt m pieces) ]. Display 5a1 -5an [ two or more (this operation gestalt n pieces) ] It has.

[0048] CT equipment 1 has a stand, a berth, etc. which are not illustrated, and is constituted possible [ acquisition of the three-dimensional-image data which intersect perpendicularly in the direction of a body axis of the patient concerned and which consist, for example of the tomogram data of the axial direction ] by performing CAT to the analyte (it considering as a patient with this operation gestalt) conveyed in the stand. Furthermore, with this operation gestalt, in order to carry out the comparison interpretation of radiogram of the change etc. at the time of the system of a patient's diagnostic part, the CAT of the multiple times which separated time to the same patient is performed. And two or more three-dimensional-image data (it is three-dimensional-image data which are A, B, C, --; and with which the three-dimensional-image data A were acquired most newly, and has become the three-dimensional-image data B, the three-dimensional-image data C, and -- and what is old in order hereafter) obtained as a result are stored in picture DB2 as tomogram data of N sheets of the slice number 1 - N, respectively.

[0049] The control unit 3 consists of central processing unit (henceforth CPU for control) 3a for controlling the whole display system, main memory 3b which memorizes program data, processed data, etc. of CPU3a for control required for processing, and input section 3c equipped with the keyboard etc. the data from an interpretation-of-radiogram person (operator), and for command input. Moreover, the bus connection of such CPU3a for control, memory 3b, and the input section 3c is carried out mutually, and they are delivering data of each other through the bus B1.

[0050] image processing system 4a1 -4am CPU4b1 -4bm for performing control of image-processing data processing and the whole processor CPU4b1 -4bm 4c1-4cm of memory which has memorized program data, processed data, etc. required for processing CPU4b1 -4bm Picture storage section 4e1 -4em with two or more frame memories which can memorize the image data at the time of the image processing which can be set, or the image data after an image processing It has, respectively. moreover, CPU four b1 for processing of an image processing system four a1 (other image processing system 4a2 -4am(s) are also made the same), memory 4c1, input section 4d1, and the picture storage section four e1 a bus connection is carried out mutually and data of each other are delivered through the bus Ba1 (others -- image processing system 4a2 -4am -- a bus Ba2 - Bus Bam)

[0051] display 5a1 -5an it is shown in drawing 2 , respectively -- as -- look-up table (henceforth LUT) 5b1 -5bn for data conversion Image-memory 5c1 -5cn for image data maintenance The display-control section, a D/A converter and a monitor M1 - Mn etc. -- from -- display 5d1 -5dn which changes It has. Moreover, this display 5a1 -5an It connects mutually through bus B-2. this bus B-2 -- each -- image processing



system 4a1 -4am Connection bus Ba1 -Bam The bus connection is carried out.

[0052] and CT equipment 1, picture DB2, and CPU3a for control of a control unit 3 -- and -- each -- image processing system 4a1 -4am CPU4b1 -4bm A bus connection is carried out mutually and processed data, command data, etc. of each other, such as image data and raw data (projection data), are delivered through the bus B3.

[0053] A control unit 3 is image processing system 4a1 -4am corresponding to read-out of two or more tomogram data constellations from picture DB2, and its read 3-dimensional each image data by processing of CPU3a for control, and display 5a1 -5an. While controlling assignment etc., alignment between two or more of the tomogram data constellations is performed. In addition, processor 4a1 -4am at the time of reading two or more three-dimensional-image data and display 5a1 -5an Assignment is defined beforehand and the data of the assignment are memorized by main memory 3b. In addition, with this operation gestalt, it is assigned so that sequential-processing equipment four a1, four a2, and -- may process two or more three-dimensional-image data concerned according to the sequence that two or more three-dimensional-image data are read from picture DB2. Moreover, at this operation gestalt, it is processor 4a1 -4am. It is display 5a1 -5am, respectively. It is assigned so that it may correspond.

[0054] Moreover, input section 3c of a control unit 3 is the mouse m which can input image display commands, such as a picture delivery command, a halt command, and a rapid-traverse command, required data, ROI, etc. on a console, Keyboard K, and the picture specification part I1, as shown for example, in drawing 3 A. And I2 It has. This picture specification part I1 It is a kind of selector used in case two three-dimensional-image data are synchronized and it displays, and consists of detectors which detect the inclination direction of the lever which can incline in the two directions (for example, longitudinal direction), and this lever and which are not illustrated. Moreover, this lever is fixable if it becomes the predetermined degree of tilt angle. In addition, the force which is going to return to an initial state (erection state) works until it reaches the predetermined degree of tilt angle.

[0055] And the picture displayed on the predetermined display (for example, five a1 and five a2) which is the controlled system of CPU3a for control of a control unit 3 by the inclination direction of a lever can be specified (selection). Moreover, the state of erection of a lever expresses the initial state or the synchronous display state.

[0056] Moreover, picture specification part I2 It is used when there are more three dimensional images to compare than 2 sets. This picture specification part I2 The following two can be considered as a concrete example.

[0057] (1) It is constituted like the gear of a car with a manual transmission, and at operation of a three dimensional image A, second, a third base, the top, and the exaggerated top, operate three dimensional images B, C, D, and E similarly, respectively, and all three dimensional images are synchronized in a low position at the neutral time of a position.

[0058] (2) In the picture specification part I2 of the above (1), since neither specification of the shape of a chain mentioned later (selector) (the case of being indirect is included), nor the part in the three dimensional image currently displayed can be synchronized, use a selector like drawing 3 B. This selector is equipped with switch SM1 -SMk (in correspondence and drawing 3 B, it has six switches in number

of monitors), SHIFT key (SHIFT), and synchronous canceling-switch C, the following tomogram display-command switch (P, N), and Trackball T, and the on-off state of these switches is sent to CPU3a for control of a control unit 3.

[0059] A switch SM 1 - SM6 Monitor M1 -M6 It is the switch which chooses the three dimensional image currently displayed, and they are a switch SM 1 - SM6. When it pushes, they are the switch SM 1 - SM6. The light is switched on by the back light and recognition of an interpretation-of-radiogram person is attained [ having been chosen and ].

[0060] The SHIFT key is a key used in case a synchronous display is specified.

[0061] The synchronous release key C is a key of which a synchronous display state is canceled.

[0062] The following tomogram display-command switch is a switch which orders it the purport which displays the tomogram for the following coma, and if "N" is pushed, when the tomogram for the following coma and "P" will be pushed, it is the display command of the tomogram for the coma of one this side. Moreover, Trackball T is a tomogram display-command switch similarly, and rotates only forward and backward. And in order rotation, a tomogram is turned over one by one, and, in the case of inverse rotation, the tomogram is returned one by one.

[0063] image processing system 4a1 -4am it responded to the control command from CPU3a for control -- each -- CPU4b1 -4bm Based on control, the 1st display condition, such as a kind of display pixel (pixel) size, the interval of the tomogram to display, WW (window width of face) and WL (window level), the angle of rotation to the absolute coordinate system of the analyte of system of coordinates, and filter, can be set up now. In addition, display pixel size (example of a unit : [mm/pixel]) expresses the spatial distance on an object analyte with an interval [ of a reconstruction picture ] of 1 pixel. Moreover, the angle of rotation to the absolute coordinate system of an analyte expresses the angle of inclination (angle of rotation) of the system of coordinates of the obtained tomogram to the rectangular coordinate system (absolute coordinate system of an analyte) decided in the direction of the level truth right (x axis), the direction of the level front (y-axis), and the direction of a body axis (z-axis) of an analyte. in addition, this 1st display condition -- usually -- each -- in processor 4a1 -4am, it is set beforehand

[0064] And image processing system 4a1 -4am CPU4b1 -4bm The image processing according to the display conditions of the above 1st is performed to the 3-dimensional each image data sent by processing according to assignment of CPU3a for control. And display 5a1 -5an which was similarly able to assign the 3-dimensional each image data to which the image processing was performed It sends.

[0065] This display 5a1 -5an LUT5b1 -5bn Image processings, such as gray scale transformation (gamma-characteristics conversion), are performed to the three-dimensional-image data inputted. in addition, LUT5b1 -5bn the content (data) of the address -- processor 4a1 -4an CPU4b1 -4bn from -- according to the control signal, it is rewritable moreover, display 5d1 -5dn the display-control section -- CPU4b1 -4bn from -- according to the control signal, change of many properties of the monitors M1, such as brightness and contrast, - Mn is attained In addition, at this operation gestalt, it is display 5a1 -5an. Setups, such as gamma-characteristics conversion set up, and brightness, contrast, are called 2nd display condition.

Furthermore, display 5d1 -5dn Each monitor M1 - Mn By the layered structure, it is prepared in one and is feeling shy so that the viewing area (display screen) may arrange in the shape of a matrix (for example, m line n train) (in addition, by drawing 4 , it is refer to drawing 4 and the case (M1 -M6) where the number of monitors is six, and the case where it is arranged by two-line three trains is shown).

[0066] Next, operation by the whole image display system is explained.

[0067] inside to the anatomical fault position of two or more three-dimensional-image data "A, B --" with which drawing 5 or drawing 6 was photoed beforehand -- abbreviation -- it is an outline flow chart showing operation of the whole system at the time of synchronizing the same tomogram pair and displaying

[0068] inside to the anatomical fault position of two or more three-dimensional-image data "A, B --" now stored in picture DB2 -- abbreviation, when carrying out the comparison interpretation of radiogram of the tomogram consider that is the same CPU3a for control started by the instructions from input section 3c While assigning with reference to main memory 3b and reading data, three-dimensional-image data "A of picture DB2 to plurality (for example, k (< m, n) group) (the 1st), B, --, K (the k-th)" -- one by one -- reading -- the quota data (the three-dimensional-image data A-> processor four a1 read first --) concerned Next, processor 4a1 -4ak which corresponds according to the read three-dimensional-image data B-> processor four a2 and -- It sends (Step 101). three-dimensional-image data "A-K" were received -- each -- processor 4a1 -4ak CPU4b1 -4bk the three-dimensional-image data "A-K" -- picture storage section 4e1 -4ek While memorizing Display 5a1 -5ak which corresponds the tomogram data "A1 -K1" of the 1st (first slice position; i.e., the first slice number) sheet of the beginning of the 3-dimensional each image data "A-K" Processing to display is performed. consequently, display 5d1 -5dk Monitor M1 -Mk \*\*\*\* -- the tomogram "A1 -K1" for the slice position of the beginning in 3-dimensional each image data "A-K" is displayed in the display mode based on the 1st and 2nd display conditions moreover, each processor 4a1 -4ak Display 5a1 -5ak quota data -- each -- memory 4c1 -4ck It memorizes (Step 102).

[0069] And it judges whether CPU3a for control changes the 1st display condition and the 2nd display condition (Step 103). When the data (display condition change data) of the purport which changes the 1st display condition and the 2nd display condition from input section 3c are sent now, the result of judgment of this step 103 serves as YES, and processing of CPU3a for control shifts to processing of Step 104.

[0070] while CPU3a for control read the inputted display condition change data in processing of Step 104, main memory 3b memorized -- it assigns and corresponds according to data -- each -- processor 4a1 -4ak It receives and the display condition change instructions including change of display conditions and its content are sent. Processor 4a1 -4ak CPU4b1 -4bk It is memory 4c1 -4ck about the data of display condition change instructions. Monitor M1 -Mk assigned about change of the 2nd display condition while memorizing A setup is changed. moreover, the 1st display condition -- being related -- a degree -- picture storage section 4e1 -4ek from -- after performing the image processing according to the 1st changed display condition to the read three-dimensional-image data "A-K" -- display 5a1 -5ak Monitor M1 -Mk It

is made to display (Step 105) and progresses to Step 106.

[0071] Moreover, when display condition change data are not inputted in the case of judgment of Step 103, the result of judgment of the step 103 serves as NO, and progresses to Step 106.

[0072] on the other hand -- an interpretation-of-radiogram person -- each -- monitor M1 -Mk The criteria (it names generically and is called criteria data) of the slice interval at the time of indicating by synchronous (display interval) or a display mode are set up looking at the displayed tomogram. It is the tomogram (criteria tomogram) which serves as criteria in this setup The picture specification part I1 of input section 3c, and I2 You may input (specification). In addition, picture specification part I1 When inputting, it can specify by making it incline to the position which does not fix a lever in the direction of a tomogram to make into criteria.

[0073] Moreover, you may specify separately the tomogram used as the tomogram and the criteria of a display mode (the 1st and 2nd display condition) used as the criteria of a slice interval. Furthermore, if you want to make it a different display mode from the display mode of all tomograms, it is also possible to input display conditions again. In addition, with this operation gestalt, the tomogram "A1" "A", i.e., a three dimensional image, is made into the criteria tomogram.

[0074] CPU3a for control reads into main memory 3b the criteria data sent by doing in this way (Step 106).

[0075] furthermore, an interpretation-of-radiogram person -- each -- monitor M1 -Mk two or more three dimensional images to make indicate by synchronous among the displayed tomograms, and carry out the comparison interpretation of radiogram -- picture specification part I2 of input section 3c While inputting (specification) the tomogram for a slice position and anatomical fault position of a request of a criteria tomogram -- abbreviation -- it specifies out of two or more three dimensional images to carry out the comparison interpretation of radiogram of the same tomogram (this anatomical fault position -- abbreviation -- for the group (group) of the same tomogram to be called tomogram pair)

[0076] In the case of 2 sets (the three dimensional image A displayed on the monitor M1 of display five a1, and the three dimensional image B displayed on the monitor M2 of display five a2), a three dimensional image does not need to choose the three dimensional image which carries out the comparison interpretation of radiogram, and an interpretation-of-radiogram person is the picture specification part I1 to the beginning. A lever is moved to the right (it corresponds to display five a1). At this time, CPU3a for control reads the inclination direction, and recognizes the three dimensional image A which is a comparison interpretation-of-radiogram object. When an interpretation-of-radiogram person inputs a picture delivery command by the return key of Keyboard K etc. in this state, they are CPU3a for control, a processor four a1, and display five a1. By processing, it is the monitor M1 concerned. The tomogram for the displayed three dimensional image A passes one coma at a time around.

[0077] And while an interpretation-of-radiogram person looks at the tomogram displayed one by one, arbitrary slice positions (slice number), for example, a slice number, specify the tomogram ALA for LA ( $1 \leq LA \leq N$ ).

[0078] Then, an interpretation-of-radiogram person moves a lever to the left, and

chooses a three dimensional image B (the displayed tomogram). Where this lever is moved to the left, CPU3a for control controls a three dimensional image B. Therefore, like the case of a three dimensional image A, when an interpretation-of-radiogram person inputs a picture delivery command by the return key of Keyboard K etc., it is the monitor M2 concerned. It passes one coma of tomograms for the displayed three dimensional image B at a time around. while an interpretation-of-radiogram person looks at the tomogram for the three dimensional image B displayed one by one -- Tomogram ALA and an anatomical fault position -- abbreviation -- the same tomogram is specified ( drawing 8 referring to-, however drawing 8 show the relation between three dimensional images "A, B") thus, an interpretation-of-radiogram person -- the display tomogram for a three dimensional image A, and abbreviation -- the same tomogram (getting it blocked tomogram pair) can be specified

[0079] It is the switch SM 1 first corresponding to [ when, comparing two or more sets of three dimensional images on the other hand ] the criteria tomogram in the interpretation-of-radiogram person. It pushes and is a monitor M1. A three dimensional image A is chosen. And an interpretation-of-radiogram person is CPU3a for control, a processor four a1, and display five a1 by pushing for example, the following tomogram display-command switch N. By processing, it is the monitor M1 concerned. The tomogram for the displayed three dimensional image A passes one coma at a time around.

[0080] While an interpretation-of-radiogram person looks at the tomogram displayed one by one, arbitrary slice positions (slice number), for example, a slice number, specify the tomogram ALA for LA ( $1 \leq LA \leq N$ ).

[0081] Next, an interpretation-of-radiogram person specifies the three dimensional image it indicates [ three dimensional image ] by synchronous. A now and interpretation-of-radiogram person is a monitor M3. The displayed three dimensional image C and monitor M6 Suppose that he wants to carry out the comparison interpretation of radiogram of the displayed three dimensional image F with a three dimensional image A. this time -- an interpretation-of-radiogram person -- first -- switch SM 3 choosing -- the following tomogram display-command switch N etc. -- operating it -- monitor M1 the tomogram ALA for the displayed criteria, and abbreviation -- the tomogram for the same anatomical fault position (namely, tomogram pair) is chosen It is SM1 after this 1st specification of a tomogram pair finishes. SM3 It is SM1 when it chooses simultaneously. SM3 It is SM1 until it is turned on (lighting) simultaneously and cancels this. It is SM3 when it pushes. It is turned on simultaneously (getting it blocked, the switch SM 1 and the switch SM 3 synchronize). In addition, it is SM1, pushing the SHIFT key, if it is difficult to turn on simultaneously. SM3 You may push one by one. In this case, control CPU3a judges that it is pushed simultaneously, while the SHIFT key is pushed. Such how to use the SHIFT key has the feature that three or more things can be chosen easily, compared with pushing a switch simultaneously. However, it is a monitor M3 because of comparative facilities so that it may mention later. It is a monitor M2 about the tomogram displayed on the position. When it is made to move, it is M3 simultaneously. It becomes off and M2 is turned on.

[0082] Next, switch SM 6 It is a monitor M6 by choosing and operating the following

tomogram display-command switch N etc. A tomogram is displayed one by one and a plain-gauze cone tomogram is chosen for the alignment of arbitrary slice positions. [0083] And switch SM 3 It is a monitor M3 by choosing and operating the following tomogram display-command switch N etc. A tomogram is displayed one by one. monitor M6 a tomogram and abbreviation -- the same tomogram is chosen (at this time, switches SM1 and SM3 are switched on simultaneously, and also pass the tomogram for a monitor M1 around synchronizing with the tomogram for a monitor M3 passing around -- having -- abbreviation -- the same tomogram is displayed) By this processing, the 3-dimensional each pictures A, C, and F can be associated indirectly. In order to cancel the synchronization during this switch, synchronous canceling-switch C is used. For example, when Switch C is pushed, it is a switch SM 1. If pushed, it is a switch SM 1. All synchronizations are canceled, if the synchronization between other switches is canceled and nothing is pushed.

[0084] At the above example, they are a monitor M1, a monitor M3, and a monitor M6. The specification is performed by the procedure of the three-dimensional-image A-> three dimensional image C and the three-dimensional-image F-> three dimensional image C (and the three dimensional image A which synchronizes), although the displayed three dimensional image was chosen as an object of the comparison interpretation of radiogram and the tomogram pair was specified. However, as long as it is not limited in this way and a three dimensional image A, a three dimensional image C, and a three dimensional image F are associated indirectly in short, what procedure may be used for this procedure. This word of being related indirectly means the case (the three dimensional image A and the three dimensional image F are indirectly associated through the three dimensional image C) as there is at least one tomogram pair between a three dimensional image A and a three dimensional image C and there is at least one tomogram pair between a three dimensional image C and a three dimensional image F.

[0085] Therefore, monitor M1 -M6 [ when choosing the displayed three-dimensional-image data "A-F" as an object of the comparison interpretation of radiogram and specifying the tomogram pair ] the case where the method of choosing a tomogram pair with the criteria tomogram A from three-dimensional-image B-F is used -- an interpretation-of-radiogram person -- the first slice position LA Tomogram ALA and an anatomical fault position -- abbreviation -- the same tomogram will be specified, passing three-dimensional-image B-F around, respectively and -- or specification of the tomogram pair was completed -- or the first Tomogram ALA and anatomical fault position -- abbreviation -- from the inside of the three dimensional image A which serves as criteria when there is no same tomogram -- a degree -- tomogram ALA1 for the desired slice position LA 1 while specifying -- the tomogram ALA1 an anatomical fault position -- abbreviation -- the same tomogram is specified in the same procedure out of a three dimensional image "B-F"

[0086] and the tomogram and anatomical fault position in the three dimensional image A the number of sheets which an interpretation-of-radiogram person needs, and all the three dimensional images "B-F" that compare were moreover hereafter specified to be -- abbreviation -- it has at least one same tomogram (a three dimensional image "A-F" is associated indirectly) -- specification of the tomogram in three-dimensional-image A-F is performed like, respectively

[0087] When a tomogram pair is specified, the slice position (slice position of a tomogram where it was specified in Tomogram ALA (slice position LA) and the 3-dimensional each picture "B-F" (slice number)) of each tomogram which forms the first tomogram pair, and the slice position of each tomogram which forms other tomogram pairs are mutually associated by processing of CPU3a for control, and is memorized by main-memory 3b by it.

[0088] Moreover, after specification of this tomogram pair finishes when the number of the three dimensional images which carry out the comparison interpretation of radiogram is two (a three dimensional image A and a three dimensional image B) (when it is got blocked and specification of a tomogram pair is performed using the picture specification part I1), it is the picture specification part I1. An erection state is carried out (it has a lever right in the middle). In addition, as a tomogram pair simultaneous display command mentioned later, this expresses the mode (synchronous mode) for the tomogram which makes the tomogram pair between a three dimensional image A and a three dimensional image B synchronizing, and being displayed, when a command is inputted from Keyboard K (Step 107).

[0089] Then, CPU3a for control is monitor M1 -M6 as which each tomogram in the three-dimensional-image data "A-F" which form a tomogram pair was displayed, respectively. Physical relationship is based on the quota data memorized by main memory 3b. It investigates whether the number of whether it is displayed on the upper and lower sides which each tomogram in the specified three-dimensional-image data "A-F" concerned adjoined mutually, or right and left, and its adjoining tomograms has increased most. and -- each -- processor 4a1 -4ak Display 5a1 -5ak It judges whether assignment is changed or not (Step 108). case [ consequently, ] there are few tomograms which each tomogram in the three-dimensional-image data "A-F" concerned does not adjoin mutually, or adjoin -- judgment of Step 108 -- YES -- becoming -- Step 109 -- setting -- each -- processor 4a1 -4ak Display 5a1 -5ak Assignment is changed and the result is memorized to main memory 3b. And it is processor 4a1 -4ak about quota change instructions. It sends.

[0090] For example, each tomogram which the number of the specified three-dimensional-image data is two, and forms the tomogram pair in the two three-dimensional-image data is a monitor M1. And M3 When displayed, the two tomograms do not adjoin (refer to drawing 4 ). (when it is got blocked and assigned to two three-dimensional-image data processors four a1 and four a3) Therefore, CPU3a for control is a processor four a1 to 4a3 about the instructions which change the assignment which is a processor (four a1 and four a3) to two three-dimensional-image data, for example (four a1 and four a2). It sends.

[0091] Processor four a1 to 4a6 When quota change instructions are sent, it is memory 4c1 to 4c6 about the change instructions. Monitor M1 -M6 corresponding to assignment for the tomogram data which read and are sent based on the changed assignment Processing to display is performed (Step 109).

[0092] When the number of the tomograms which each tomogram in the three-dimensional-image data "A-F" concerned adjoins mutually, or adjoin on the other hand is the maximum, the result of judgment of Step 108 is NO and progresses to Step 110.

[0093] In addition, with this operation gestalt, since it is displayed on the upper and

lower sides which adjoined mutually, or right and left, three-dimensional-image data "A-F" do not perform change processing.

[0094] And an interpretation-of-radiogram person is the switch SM 1 with which the tomogram pair was specified - SM6. It chooses simultaneously. At this time, they are a switch SM 1 - a switch SM 6. It is a switch SM 6, for example until it turns on simultaneously (lighting) and cancels this. If it pushes, they will be all the remaining switches SM 1 - SM5. It is turned on simultaneously. Thus, it relates indirectly, and it can be got blocked and a 3-dimensional each picture "A-F" can be synchronized. In addition, synchronous canceling-switch C is used for canceling this synchronization. For example, it is SM1 when synchronous canceling-switch C is pushed. It is SM1 if pushed. All synchronizations are canceled, if the synchronization between other switches is canceled and nothing is pushed.

[0095] On the other hand, CPU3a for control is a processor four a1 to 4a6. It receives and the notice of having gone into the synchronous mode and criteria data are sent (Step 110).

[0096] Subsequently, CPU3a for control performs alignment processing of the direction between faults of a 3-dimensional each picture "A-F" after Step 111.

[0097] That is, CPU3a for control sets up the coordinate (it considers as a z-coordinate) of the interval direction (getting it blocked body axis (the direction of z)) of the three dimensional image of both sides with some two three dimensional images (with this operation gestalt, it considers as the three dimensional image A used as criteria, and the arbitrary three dimensional images B) as follows using a slice number and a fault interval out of the three dimensional image "A-F" containing the above-mentioned tomogram pair (Step 111).

[0098]

[Equation 1]

[0099] And CPU3a for control judges whether the number of tomogram pairs between a three dimensional image A and a three dimensional image B is a couple (Step 112). Consequently, when it is YES, in Step 112, the tomogram pair of the specified couple calculates which position is corresponded to with each coordinate, and the amount of gaps between coordinates is calculated. For example, the coordinate of a tomogram pair of a three dimensional image "A, B" is  $zA_0$ , respectively.  $zB_0$  If it carries out, to the thing of a three dimensional image A, the coordinate of a three dimensional image B has shifted as  $(zB_0 - zA_0)$ , and is the arbitrary coordinates  $zB$  of the 3-dimensional picture B. It is  $zA$  by  $zA + (zB_0 - zA_0)$ . It is changed into a coordinate (Step 113).

[0100] Moreover, it is  $zA$  which judgment of Step 112 serves as NO when there are more specified tomogram pairs than a couple, and is decided by the above-mentioned (1) formula in Step 114 based on two or more position data of a tomogram pair. A coordinate and  $zB$  Processing from which conflict between coordinates serves as the minimum is performed, and it is  $zA$ . A coordinate and  $zB$  The relative amount of gaps between coordinates is calculated. It is  $ze$  about the relative amount of gaps of now and these coordinates. When it carries out, the error  $E$  between tomogram pairs can be expressed like the following formula.



[0101]

[Equation 2]

In addition, the tomogram pair specified here is  $s$  pairs, and is  $zA_i, zB_i$ . It considers as the  $i$ -th  $z$ -coordinate ( $i = 1, 2, \dots, s$ ) of a tomogram pair. The following formula will be obtained if (2) formulas are solved as " $\Delta E / \Delta z = 0$ " in order to make Error  $E$  into the minimum.

[0102]

[Equation 3]

[0103] Therefore, it is  $zB$  like the time of one pair. Arbitrary coordinates are  $zA + z_e$ . It is changed into the coordinate of  $zA$ . This relative amount  $z_e$  of gaps. All the three dimensional images (Tomogram A and Tomogram B) used as the object are memorized in main memory 3b in a control unit 3 (Step 114). And processing of CPU3a for control shifts to Step 115.

[0104] Between three dimensional images "B, C", CPU3a for control repeats the processing mentioned above also to three-dimensional-image "between C and D" --, performs it, and associates indirectly the relative relation of the coordinate of all three dimensional images "A-F." With this "indirect target", in addition, for example, the  $z$ -coordinate of a three dimensional image A and the  $z$ -coordinate of a three dimensional image B, The  $z$ -coordinate of a three dimensional image B, the  $z$ -coordinate of a three dimensional image C, the  $z$ -coordinate of a three dimensional image C and the  $z$ -coordinate of a three dimensional image D, Become -- and, finally it is related the  $z$ -coordinate of a three dimensional image F, the  $z$ -coordinate of a three dimensional image A, and in the shape of a chain, Like the  $z$ -coordinate of a three dimensional image A, the  $z$ -coordinate of a three dimensional image B and the  $z$ -coordinate of a three dimensional image A, the  $z$ -coordinate of a three dimensional image C and the  $z$ -coordinate of a three dimensional image C, the  $z$ -coordinate of a three dimensional image D, and --, it means that a three dimensional image A - a three dimensional image F are associated mutually (relatively). In addition, CPU3a for control can also choose the pair of relation and a cone three dimensional image based on each  $z$ -coordinate of the three dimensional image "A-F" concerned in a 3-dimensional each picture "A-F" at this time (Step 115).

[0105] And as for CPU3a for control, the relative relation of the coordinate of all three dimensional images "A-F" judges whether it is related indirectly (Step 116).

[0106] When the coordinate of a three dimensional image "A-F" is not associated relatively, judgment of Step 116 serves as NO, returns to Step 115 mentioned above, and repeats the processing mentioned above.

[0107] Since the  $z$ -coordinate of all three dimensional images "A-F" is associated in the shape of a chain as a result of judgment of this step 116 in YES, it progresses to processing of Step 117.

[0108] In processing of Step 117, CPU3a for control recomputes this amount of gaps

based on the amount of gaps between the z-coordinates of the 3-dimensional each picture "A-F" memorized by main memory 3b in the amount of gaps on the basis of the criteria three dimensional image A. The amount of gaps of the three dimensional image B to the criteria three dimensional image A For example,  $g_{AB}$ , The amount of gaps of the three dimensional image [ as opposed to  $g_{BC}$  and a three dimensional image C for the amount of gaps of the three dimensional image C to a three dimensional image B ]  $D \ g_{CD}$ , If the amount of gaps of the three dimensional image [ as opposed to  $g_{DE}$  and a three dimensional image E for the amount of gaps of the three dimensional image E to a three dimensional image D ] F is set to  $g_{EF}$ , the formula which asks for the position where a three dimensional image B corresponds will become " $z_A + (g_{AB})$ " from the arbitrary positions (z-coordinate) of the criteria three dimensional image A. Similarly, the formula which asks for the position where three dimensional images C, D, E, and F correspond becomes " $z_A + (g_{AB} + g_{BC})$ ", " $z_A + (g_{AB} + g_{BC} + g_{CD})$ ", " $z_A + (g_{AB} + g_{BC} + g_{CD} + g_{DE})$ ", and " $z_A + (g_{AB} + g_{BC} + g_{CD} + g_{DE} + g_{EF})$ " from the arbitrary positions of the criteria three dimensional image A, respectively. Generally from such each relative relation, asking for the whole relation is performed widely. Moreover, many algorithms realized on a computer are also proposed.

[0109] Thus, the amount of gaps of the coordinate of the 3-dimensional each picture "B-F" over the coordinate of the called-for criteria three dimensional image A is the corresponding processor four a1 to 4a6. Memory 4c1 to 4c6 It memorizes. The amount of gaps of each coordinate corresponding to a normal coordinate becomes a thing in parenthesis () in the aforementioned example. That is, alignment of "A-F" can be performed between 3-dimensional each pictures by considering this amount of gaps to the coordinate used as the criteria of a criteria three dimensional image (Step 117).

[0110] Then, it is each processor four a1 to 4a6 about the display command which processing shifts to processing of Step 118 of drawing 6 , and expresses the purport which CPU3a for control synchronizes the slice position used as arbitrary criteria, i.e., the tomogram pair of the z-coordinate corresponding to the slice position, and is displayed. It sends. In addition, this slice position may be defined beforehand and may be separately specified from input section 3c. Moreover, it is good also as a slice position of the beginning of the criteria tomogram A (Step 118). Processor four a1 to 4a6 CPU four b1 to 4b6 The inputted slice position and memory 4c1 to 4c6 It shifts, alignment between 3-dimensional each pictures is performed based on an amount, and the memorized z-coordinate ( $Z_{a1}$ ,  $Z_{b1}$ , --,  $Z_{f1}$ ) which serves as criteria, respectively is computed (Step 119).

[0111] and -- each -- CPU4b1 -4bk It judges whether tomogram data exist in the computed z-coordinate position ( $Z_{a1}$ ,  $Z_{b1}$ , --,  $Z_{f1}$ ) (Step 120). If NO, i.e., tomogram data, does not exist as a result of this judgment, it asks for the tomogram data of this computed z position ( $Z_{a1}$ ,  $Z_{b1}$ , --,  $Z_{f1}$ ).

[0112] The view in this case is explained with reference to drawing 9 . if a three dimensional image fixes a pixel and plots a pixel value in the direction of z, as shown in drawing 9 (a) and (b) -- fixed interval  $z_d$  every -- the value will be recorded That is, it becomes the problem which presumes the value between sample points in the state where it is sampled. Therefore, the value of a certain pixel position can be calculated by performing interpolation processing shown in the reference (1) mentioned later.

By performing this processing to all pixels, the tomogram data in a z-coordinate position without tomogram data can newly be created. In addition, in the example of drawing 9 (b), the case where primary interpolation (alignment) is used as the interpolation technique is introduced.

[0113] namely, -- Step 114 -- CPU four b1 to 4b6 of each processor Tomogram data before and behind the computed z-coordinate position (Za1, Zb1, --, Zf1) (in drawing 9 (b)) z0, z0+zd, z0+2zd, --, z0+(n) zd Interpolation processing using each data is performed. The new tomogram data corresponding to the computed z-coordinate (Za1, Zb1, --, Zf1) are created, respectively, and it is the picture storage section 4c1 to 4c6. It memorizes (Step 121).

[0114] On the other hand, if it is YES as a result of judgment of Step 120, it will shift to processing of Step 122.

[0115] and each processor four a1 to 4a6 CPU four b1 to 4b6 the criteria z-coordinate (Za1, Zb1, and --) memorized by the picture storage section 4c1 to 4c6 "The tomogram data corresponding to Zf1 A (Za1), B (Zb1), --, F (Zf1), i.e., abbreviation," -- the same tomogram data pair "A (Za1) of an anatomical fault position -- B (Zb1), --, F (Zf1)" -- respectively -- reading -- memory 4c1 to 4c6 the display pixel (pixel) size which is the 1st display condition while referring to -- An image processing is performed according to the set points, such as a kind of the interval of the tomogram to display, WW (window width of face) and WL (window level), the angle of rotation to the absolute coordinate system of the analyte of system of coordinates, and filter. In addition, it is equivalent to making the body of the same size into the same size also on a picture to make pixel size in agreement, as shown in drawing 10. That is, all the three dimensional images "A-F" created serve as the same pixel size by doubling all three dimensional images "B-F" with the three dimensional image "A" used as the criteria of a certain display mode. Moreover, it is equivalent to the same structure being observable from the same angle to make system of coordinates in agreement with the criteria tomogram A, as shown in drawing 11. That is, rotation processing of data etc. has been performed to double the system of coordinates of all three dimensional images "B-F" with the system of coordinates of a certain criteria three dimensional image A. However, in this drawing 11, although only rotation in a tomographic layer is performed, three-dimensions-rotation which changes the inclination of a tomographic layer can be processed similarly. If these processings are doubled and are performed, even the comparison for every pixel will become possible. The method of doubling pixel size and system of coordinates with criteria data is realizable combining the coordinate transformation technology (rotation and enlarging or contracting) and interpolation technology which are widely known with reference (1) etc. The example which combined these is touched by reference (2). Moreover, about the geometric amendment which performs same processing and which receives distorted, it is shown in reference (3), and it is widely general and is used.

[0116] In addition, only for the angle-of-rotation information over the criteria data of system of coordinates, when angle doubling of system of coordinates is inadequate, or when there is no information on the angle of rotation to the absolute coordinate system of an analyte in the target three dimensional image, the tilt angle of system of coordinates can also be presumed using the information (record, storage, etc.) and

anatomical knowledge at the time of data collection (Step 122).

[0117] And each CPU four b1 to 4b6 Tomogram data pair "A (Za1) to which the image processing was performed, and display five a1 to 5a6 which was able to assign B (Zb1), --, F (Zf1)" It sends (Step 123). Each display five a1 to 5a6 The sent tomogram data Image processings and brightness, such as gamma-characteristics conversion which is the 2nd display condition to B (Zb1), --, F (Zf1)", the tomogram "A (Za1), B (Zb1), --, F (Zf1)" after setting up contrast etc. -- monitor M1 -M6 It displays to the same timing (Step 124).

[0118] At this time, an operator is the following tomogram display-command switch N of the keyboard K of input section 3c, or the picture specification part I2 (). or the instructions which operate Trackball T and display the following tomogram pair -- inputting (single action) -- Or the instructions (single command) which the following tomogram pair which predetermined interval  $\Delta t$  is separated from the tomogram pair displayed from the keyboard K of input section 3c etc. based on the timing beforehand defined like an animation is synchronized, and are displayed one by one are inputted. the tomogram pair displayed according to single action into which CPU3a for control was inputted, or the single command -- the predetermined interval remote from "A (Za1), B (Zb1), --, F (Zf1)" -- the instructions which the following tomogram pair is synchronized and are displayed -- each processor four a1 to 4a6 CPU four b1 to 4b6 It sends (Step 125). In addition, this predetermined interval is fault interval  $\Delta t$  of the criteria tomogram A in this case. In addition, predetermined interval  $\Delta t$  can be changed during the interpretation of radiogram. While this can perform an exact diagnosis by observing the field to observe finely, an uninterested field (for example, low part of possibility of having caused the illness) can save interpretation-of-radiogram time by observing coarsely not much.

[0119] each -- CPU4b1 -4bk the z-coordinate (Za2, Zb2, --, Zf2) of a position which predetermined interval  $\Delta t$  is separated from the present display image when the following tomogram pair display command was received -- being based -- tomogram data "A (Za2), B (Zb2), --, F (Zf2)" -- image-memory 4e1 -4ek from -- it reads to the same timing When there are no tomogram data in the position, the same processing as Step 121 and Step 122 is performed, and tomogram data are created. This read tomogram data "A (Za2), B (Zb2), --, F (Zf2)" is monitor M1 -M6 after the same processing as Steps 123 and 124 was performed. It is displayed to the same timing (Step 126).

[0120] And it judges whether CPU3a for control performs a tomogram pair display to every predetermined interval  $\Delta t$  as it is (Step 127). When instructions showing the purport which wants to end a tomogram pair display from input section 3c are inputted now, the result of this judgment serves as NO and ends processing. Moreover, when the following tomogram pair display command is inputted from input section 3c, or when it is the single command mode, processing of CPU3a for control shifts before execution of Step 118, and since the processing mentioned above is repeated hereafter, the display of a tomogram pair is performed one by one to every predetermined interval  $\Delta t$ .

[0121] the case of for example, the single command mode, i.e., a dynamic-image display mode, -- each -- monitor M1 -M6 \*\*\*\* -- abbreviation -- the tomogram for the

same anatomical position synchronizes, respectively, and is displayed one by one [0122] And when the tomogram data which form the tomogram pair display end instructions from input section 3c or a tomogram pair are lost, the result of judgment of Step 127 serves as NO, and ends processing.

[0123] it stated above -- according to [ like ] this example -- the beginning -- an interpretation-of-radiogram person -- an anatomical fault position -- abbreviation -- if some same tomogram pairs are specified -- the anatomical fault position out of two or more 3-dimensional pictures -- abbreviation -- it is derived automatically (setup), and further, the tomogram pair synchronizes to predetermined timing, and the same tomogram pair is displayed Therefore, an interpretation-of-radiogram person can perform very difficult operation which derives the tomogram pair at the time of performing the comparison interpretation of radiogram of getting it blocked and doubling an anatomical fault position, by easy operation. Consequently, while an interpretation-of-radiogram person's burden mitigates sharply, the comparison interpretation of radiogram can be performed very easily.

[0124] Moreover, two or more tomogram pairs can also be displayed one by one for every predetermined interval. That is, conventionally, although the alignment of the anatomical fault position by the difference in the fault interval between the two or more tomogram pair was required when displaying two or more tomogram pairs one by one, since it becomes unnecessary to perform the alignment, very easy moreover by this example, the comparison interpretation of radiogram can be performed speedily.

[0125] Furthermore, since all the tomogram pairs displayed synchronously are displayed by the same display mode (WW, WL, a look-up table, the kind of filter, etc. are the same), the same pixel size, and the same system of coordinates, in case an interpretation-of-radiogram person does the comparison interpretation of radiogram, it becomes unnecessary to perform an excessive setup and they can reduce an interpretation-of-radiogram person's effort sharply.

[0126] The tomogram pair displayed further again synchronizing with the case where two or more monitors are being arranged by the layered structure is automatically displayed on the monitor of the position which adjoined, respectively. That is, since a tomogram pair is displayed on the position (monitor) which is easy to compare, it can make an interpretation-of-radiogram person's burden mitigate without an interpretation-of-radiogram person doing excessive operation. Of course, each monitor may be located in a line without having not made structure of a monitor into the layered structure, for example, having ranked with width 1 train or vertical 1 train and containing two or more monitors in one equipment.

[0127] In addition, in this example, various deformation when not changing the summary of this invention is possible.

[0128] - processing \*\*\*\* of Step 101 of modification 1 drawing 5 -- although two or more three-dimensional-image data were read, this data to read may be not three-dimensional-image data but a raw data (projection data) group (the raw data group acquired by CT equipment 1 is read directly) In this case, it sets to processing of Step 102 and is CPU4b1 -4bk. It is monitor M1 -Mk about two or more three-dimensional-image data which carried out reconstruction processing of the sent raw data group, and were obtained as a result of this processing. It is made to

display. In this case, in picture interpolation processing of Step 121 of drawing 6 , and Step 126, you may use two or more of the three-dimensional-image data by which reconstruction processing was carried out. Moreover, when X-ray CT scanners 1 are three dimensions CT like helical scan (called a spiral scan and a spiral scan) CT and the cone beam CT (i.e., when the modality which acquired the raw data has the information which can perform picture reconstruction in three dimensions), the three dimensional image of the target position (z-coordinate) can be directly reconfigured from the raw data.

[0129] - As long as performing the modification 2 comparison interpretation of radiogram and its candidate for comparison have clarified beforehand, after processing Step 106 of drawing 5 beforehand, you may perform processing of Step 122 of drawing 6 , and Step 123 in the stage which displays the first tomogram. In this case, since it is judged that two or more three-dimensional-image data of all read are the candidates for comparison, processing of Step 122 and Step 123 is performed automatically.

[0130] - Display 5a1 -5an in modification 3 drawing 1 and drawing 2 A monitor M1 - Mn A display or a window is sufficient. Moreover, display 5a1 -5an You may be the system which displays two or more pictures on one, some displays, or a window (multi-coma display). In this case, each tomogram which forms a tomogram pair is displayed on the field which displays one coma (picture of one sheet), respectively. Furthermore, display 5a1-5an You may have hard copy equipment in which a multi-coma display (print) is possible. In this case, each tomogram which forms a tomogram pair is displayed on the field which prints one coma (picture of one sheet), respectively (print).

[0131] - modification 4 this example -- setting -- display 5a1 -5an if there are more numbers than the number of tomogram pairs by which it is indicated by synchronous -- control unit 3a -- each -- processor 4a1 -4am Two or more display 5a1 -5an(s) By assigning, you may display the tomogram for 1 inspection picture group (three dimensional image) per plurality.

[0132] For example, if the number of tomogram pairs sets to two (three dimensional image "A, B"), as shown in drawing 12 Monitor M1 -M6 of each display five a1 to 5a6 (drawing 12 explains as six pieces) Display five a1 to 5a3 (M1 -M3) inside It is assigned to processor 4ai (three dimensional image A), and display five a4 to 5a6 (M4 -M6) is assigned to processor 4aj (three dimensional image B). In this example, since two or more tomograms in a three dimensional image can be simultaneously compared so that drawing 12 may also show, not only a superficial comparison but a three-dimensional comparison can be attained, and a comparative precision can be raised.

[0133] - Set in the modification 5 modification 3 and they are each monitor M1 - Mn. You may make two or more viewing areas arrange in the shape of [ of a m line n train (m and n are the two or more natural numbers) ] a matrix, as shown in drawing 13 (a) and (b) (in drawing 13 , a monitor M1 and two of M2 shall have the viewing area of two-line two trains).

[0134] and this time -- CPU3a for control -- each -- monitor M1 -Mk the display position of a tomogram pair to display -- either [ at least ] the position of the line writing direction of the viewing area, or the position of the direction of a train -- each

-- monitor M1 -Mk You may make it correspond mutually between viewing areas. for example, the tomogram a which forms the tomogram pair of a three dimensional image A as shown in drawing 13 (a) -- the left top corner (an one-line 1 train portion --) of the viewing area of a monitor M1 the case where it is displayed for being referred to as "1-1" below -- monitor M2 The tomogram b which forms the tomogram pair of the three dimensional image B displayed as shown in drawing 13 (b), it is displayed on the viewing area ("-- one-line 2 train partial; "1-2" or two-line 1 train partial; "2-1") which is displayed on the same viewing area "1-1" of the monitor M2 concerned, or adjoins As shown in drawing 14 (a), moreover, the tomogram for eye n-1 slice watch of a three dimensional image A "A", The tomogram for eye tomogram "U" n+2 slice watch "E" [ for eye tomogram "I" n+1 slice watch ] [ for eye n slice watch ] Respectively, it is a monitor M1. A viewing area "1-1", "1-2", "2-1", tomogram "\*\*\* of the three dimensional image B which forms a tomogram pair with each tomogram "A, I, U, and E", respectively when displayed on "2-2" (two-line 2 train portion) -- it is -- obtaining -- obtaining -- " -- monitor M2 It is displayed on a viewing area "1-1", "1-2", "2-1", and "2-2."

[0135] namely, -- this modification -- many tomogram pairs -- simultaneous -- each -- monitor M1 -Mk It is displayed. and -- for example, -- each -- monitor M1 -Mk each tomogram which forms a tomogram pair when the viewing area is formed in the shape of [ of two line two trains ] a matrix -- the monitor M1 -Mk concerned It will be displayed on the viewing area (for example, either [ at least ] the line or the train corresponds) which was able to take correspondence in between. That is, an operator can display two or more tomogram pairs simultaneously in the state of a comparison interpretation-of-radiogram plain-gauze cone, and the precision of the comparison interpretation of radiogram can be raised more.

[0136] - In the processing which specifies the tomogram pair in processing of Step 107 of modification 6 drawing 5 , you may perform the specification processing automatically using the characteristic quantity of a three dimensional image. The method will be calculated from a shift amount when a correlation coefficient becomes [ the amount of gaps between three dimensional images ] the maximum, if the cross-correlation (cross-correlation) coefficient between three dimensional images is computed moving one of the two's picture. In addition, about the correlation operation, it is widely introduced by reference (3) etc., and the example which used it as a method of presuming the amount of gaps between pictures is introduced by reference (4). Moreover, since only the z-axis needs to take correspondence, you may take correspondence by creating a false SUKYANO gram image and giving a 2-dimensional correlation operation to this SUKYANO gram image by what (it asking for the curvilinear integral of the three dimensional image on a straight line perpendicular to plane of projection for every picture) each inspection picture is projected on plane of projection parallel to the z-axis for by the parallel beam system. [0137] For example, processing shown in drawing 15 is performed as a substitute of Step 107. namely, the control command from CPU3a for control -- responding -- each processor four a1 to 4a6 Picture storage section four e1 to 4e6 Shell three-dimensional-image data "A-F" are read (step 107a). the three-dimensional-image data "A-F" -- being based -- false SUKYANO gram data "S1-S6" -- creating -- the picture storage section four e1 to 4e6 It stores (step 107b).

[0138] then, the false SUKYANO gram data "S1 -S6" with which CPU3a for control was created -- receiving -- two-dimensional correlation data processing -- carrying out -- an anatomical fault position -- abbreviation -- the same tomogram pair group is extracted (step 107c) (specification) Hereafter, Steps 108-127 which shifted to Step 108 and were mentioned above are processed.

[0139] That is, although it falls a little compared with the technique of the precision of the amount of gaps the technique of shifting using a 2-dimensional correlation operation to a false SUKYANO gram image, and presuming an amount to taking much time although the precision of the amount of gaps presumed is high when the technique of shifting using a three-dimensions correlation operation and presuming an amount is used is presumed to be shifting using a three-dimensions correlation operation, and presuming an amount, it is for the ability to be able to process in a short time. Furthermore, the precision of the amount of gaps presumed can also be raised by what plane of projection (the degree of projection angle) is changed, and is done for multiple-times processing (plane of projection is changed and processing of step 107b and step 107c is repeated). These processings are performed by choosing automatically combination with which the three dimensional image which are all the candidates for comparison is related indirectly.

[0140] - In modification 7 modification 6, the information which contributes to the precision of the amount of gaps presumed in a picture greatly may be emphasized beforehand, or may be extracted. For example, since one of the information which contributes to the information greatly is boundary information, it may perform edge emphasis, edge extraction processing, etc. using a high-pass filter, a differentiation filter, etc. beforehand. The special feature of this processing is in the place which can presume the amount of gaps with a sufficient precision, even when the pixel where a pixel value is not saved by the difference among modality or collection conditions exists.

[0141] - in modification 8 modification 6, it is described by many papers, such as reference (3), in the field with few features (others -- the field which made a field and distinction hard to attach smoothly) that the precision of the amount of gaps presumed is not so good then -- without it performs a correlation operation in all fields -- a field with much characteristic quantity (others -- a field and the field which distinction tends to attach) -- one or more -- choosing -- the result (mutually related high shift amount.) of the correlation operation the tomogram pair to which the shift amount of these z shaft orientations corresponds -- expressing -- the procedure of Step 107, Step 111 - Step 121 may perform alignment by computing and considering this result to be the result specified from input section 3c of Step 107 the same way [0142] Moreover, when an operator chooses a tomogram and ROI, it may specify, and the field with much characteristic quantity performs frequency analysis, they are meanses, such as choosing a part with many high frequency components, and each processor or a control unit may specify it automatically.

[0143] - In a certain case, in processing of Step 114 of modification 9 drawing 7 , the tomogram pair specified for the alignment between three dimensional images may associate three or more pairs of z-coordinates locally using two or more tomogram pairs which are in near without using all tomogram pairs, since a z-coordinate is associated. Like drawing 16 (a), between three dimensional images "A, B" For



example, tomogram pair " (A1-B1), When (Ak-Bk) and  $\{(Ap-Bp)1 < k < p\}$  are specified, Alignment of a tomogram pair (A1-B1) and the tomogram which was computed using (Ak-Bk) and which shifts and exists between a tomogram pair (A1-B1) and (Ak-Bk) or near it based on an amount (for example, referred to as Gk) is performed. namely, -- drawing 16 -- (-- b --) -- being shown -- as -- a tomogram -- "-- A -- one - Ak -- " -- between -- a tomogram -- "-- Af -- Ag -- Aj -- " -- a tomogram -- "-- B -- one - Bk -- " -- between -- a tomogram -- "-- Bf -- Bg -- Bj -- " -- a position -- the above -- gap -- an amount -- Gk It can express. Similarly a tomogram pair (Ak-Bk) and alignment of the tomogram which was computed between (Ap-Bp(s)) and which shifts and exists between a tomogram pair (Ak-Bk) and (Ap-Bp) or near it based on an amount (for example, referred to as Gp) are performed. namely, -- drawing 16 -- (-- c --) -- being shown -- as -- a tomogram -- "-- Ak - Ap -- " -- between -- a tomogram -- "-- Am -- An -- Ao -- " -- a tomogram -- "-- Bk - Bp -- " -- between -- a tomogram -- "-- Bm -- Bn -- Bo -- " -- a position -- the above -- gap -- an amount -- Gp It can express.

[0144] This is effective in suppressing gap of a z-coordinate also for the case where it compares between the pictures at the time of photoing an analyte with a physique difference, and what has the the same physique as much as possible in postures having differed somewhat at the time of photography etc.

[0145] - When creating the following tomogram pair in picture interpolation processing of Step 121 of modification 10 drawing 6 , and Step 126, the ratio of the distance to the tomogram pair which exists forward and backward may create the tomogram for the same position. Like drawing 17 , between three dimensional images "A, B" For example, tomogram pair " (A1-B1), It is the case where (Ak-Bk) and  $\{(Ap-Bp)1 < k < p\}$  are specified. between a tomogram pair (A1-B1) and (AK-BK(s)) -- setting -- between the tomograms "A1 -Ak" concerned -- "-- m1 In case the tomogram for the position divided interiorly to :n1" is displayed a three dimensional image B -- setting -- between tomograms "B1 -BK" -- "-- m1 What is necessary is just to display the tomogram for the position divided interiorly to :n1." the same -- between a tomogram pair (Ak-Bk) and (Ap-Bp(s)) -- setting -- between the tomograms "Ak -Ap" concerned -- "-- m2 the time of displaying the tomogram for the position divided interiorly to :n2" -- a three dimensional image B -- setting -- between tomograms "Bk-Bp" -- "-- m2 What is necessary is just to display the tomogram for the position divided interiorly to :n2."

[0146] In postures having differed somewhat at the time of photography etc., the case where it compares between the pictures at the time of photoing an analyte with a physique difference like a modification 9, and what has the the same physique have the effect of suppressing gap of a z-coordinate as much as possible, and, as for this, are more effective for them than a modification 9 to especially this purpose.

[0147] - In Step 121 of modification 11 drawing 6 , the timing which creates the tomogram pair data for displaying one by one may create all the corresponding tomogram data of a position (z-coordinate) beforehand, and when the instructions (single command) which display the following tomogram pair display command (single action) or a tomogram pair one by one are inputted, it may create the tomogram pair data of a position. Since the former creates all tomogram pairs first, the time collected into creation is needed and it cannot start the display of a tomogram pair immediately. However, once it starts the display of a tomogram pair,

the rest can perform the sequential display of a tomogram pair at high speed. It is picture storage section 4e1 -4em which the latter is the former reverse, and can start a display immediately one by one to instead of [ which cannot perform the sequential display of a tomogram pair at high speed like the former ], and, on the other hand, memorizes each tomogram pair data to it. It has the advantage in which storage capacity is good at least. Furthermore, although it means in the former spending vainly time creating the picture which was not observed as changing a criteria tomogram, the latter is the stage which displays a tomogram pair and can change a criteria tomogram easily.

[0148] - In processing of Steps 120-121 of modification 12 drawing 6 , in order to display a tomogram pair one after another, when there is no tomogram in the position of the computed z-coordinate, it is newly computing using interpolation processing.

[0149] However, when there is no tomogram in the position (a z-coordinate position, tomographic layer) which should be displayed, you may display the nearest tomogram from the tomographic layer. for example, the case where "Aia-Bi" ( $i = 1, 2, \dots, N$ ) is a tomogram pair, and a tomogram does not exist in the position of the tomographic layer Aia like drawing 18 as a result of performing alignment between three dimensional images "A, B" -- nearest tomogram Ai from this tomographic layer Aia Tomogram Bi It displays as a corresponding tomogram. By this method, since it is not necessary to create the tomogram for the computed z-coordinate position purposely, a high-speed sequential tomogram pair display is attained.

[0150] The processing which displays the tomogram which exists in the nearest position from the tomographic layer mentioned above is used, when the structure of the part will be extinguished, if the CT value of the z-coordinate position computed using interpolation processing as shown in drawing 9 (b) is calculated when the structure of a part used as for example, the candidate for comparison is fine.

[0151] That is, when such a part for comparison is fine, a new tomogram cannot be computed using interpolation processing, but the system which displays the tomogram which exists in the always nearest position can also be used. Moreover, the slice before and behind the z-coordinate computed when the part for comparison was fine can also be displayed simultaneously.

[0152] Namely, the result which performed alignment between three dimensional images "A, B" as shown in drawing 19 and drawing 20 , "Aia'-Bi' ( $i = 1, 2, \dots, N$ )" is a tomogram pair, for example, it is tomographic-layer A1a'. When a tomogram does not exist in a position, as shown in drawing 20 after (NO) as a result of judgment of Step 120 of drawing 6 as the tomogram corresponding to tomogram Bi' for tomogram Ai' and tomogram A(i+1)' of a z-coordinate position which get mixed up to the z-coordinate position of this tomographic-layer Aia' -- the picture storage section 4c1 from -- it reads one by one and indicates by simultaneous for every predetermined timing at a monitor (step 121a) In addition, simultaneously [ the place where only the amount of two tomograms are as for the viewing area of a monitor ] with Bi', they are Ai' or A(i+1)'. It displays and they are Ai' and A(i+1)' for every fixed time. You may make it display by turns. Moreover, you may switch a display for Ai' and A(i+1)' by the single command. Also in this method, since it is not necessary to create the tomogram for the computed z-coordinate position, a high-speed sequential tomogram

pair display is attained.

[0153] Since data processing turns into only processing which asks for a z-coordinate in the system on which the tomogram for the position near the computed z-coordinate (or tomogram for the position before and behind a z-coordinate) is displayed and it becomes unnecessary to perform interpolation processing, without using the interpolation processing mentioned above, it is mitigated sharply, it becomes simple the constituting software hardware, and processing serves as a very cheap system.

[0154] - With a 13 modification operation gestalt, in processing of Step 111 - Step 121, or Step 126, in order to display a tomogram pair one after another the 1st positional information of a tomogram pair -- being based -- abbreviation -- the tomogram pair which carries out considerable (correspondence) to the same z-coordinate and its same z-coordinate position of each tomogram pair -- a setup (when a tomogram is in the position) the tomogram for the position was drawn as it was, and it set up, and interpolation processing was used when there was nothing -- it is newly computing (derivation) In other words, when it judges by the so-called IF statement and a tomogram is in the position, the tomogram is displayed as it is, and when there is nothing, it is newly creating using interpolation processing.

[0155] However, the interval between tomograms has a reference value for every part by between each hospital. For example, an ear is 1mm and a lung field is 2 etc.mm etc. Moreover, although the movement which photos a three dimensional image also in a mass screening came out, the reference value is set also to the inspection in recent years. For example, although there is a lung cancer medical checkup currently performed by the meeting (ALCA; Anti-Lung Cancer Association) which loses lung cancer from Tokyo as a typical example which uses CT three dimensional image for the mass screening, the aforementioned reference value is set to 10mm in this medical checkup. Thus, many three-dimensions inspection pictures are reconfigured with the reference value (criteria tomogram interval).

[0156] namely, even if a 3-dimensional each inspection picture displays a three dimensional image [ having read ] one by one for the reason of being created at intervals of the same criteria tomogram, when position gap hardly arises Once the same tomogram pair is specified based on the positional information between 3-dimensional each the 1st [ of a picture ] tomogram after -- abbreviation -- even if it does not set up the tomogram equivalent to the z-coordinate and its z-coordinate position of each same tomogram (namely, -- even if it updates a tomogram position mutually) The whole criteria interval, since the updating position is an abbreviation same position, it does not newly need to create a tomogram using interpolation processing. only updating each tomogram in the following tomogram every, whenever it receives the following tomogram pair display command (single action) or the following tomogram pair sequential display command (single command) -- always -- abbreviation -- the same tomogram pair can be displayed

[0157] for example, a three dimensional image A and a three dimensional image B -- abbreviation -- when acquired at intervals of the same fault (criteria tomogram interval), suppose that the tomogram pair of a three dimensional image A and a three dimensional image B is indicated by synchronous In addition, a three dimensional image A is a processor four a1. Supposing that it is stored in the picture storage section four e1, a three dimensional image B is a processor four a2. Picture

storage section four e2 Suppose that it is stored.

[0158] at this time, an operator specifies the tomogram A (Zr) for the slice position (the z-coordinate corresponding to the slice position is set to "Zr") of a request of a three dimensional image A as processing of Step 107 of drawing 5 -- both -- the Tomogram A (Zr) and anatomical fault position -- abbreviation -- the same tomogram B (Zrb) is specified out of a three dimensional image B ( drawing 21 , Step 301) and the instructions which CPU3a for control synchronizes the two tomograms "A (Zr), B (Zrb)", respectively, and are displayed -- processor four a1 And it sends to four a2. Processor four a1 And four a2 CPU four b1 And four b2 The same processing as Steps 119-126 is performed. Consequently, Tomogram A (Zr) and Tomogram B (Zrb) are a monitor M1 and M2. It is displayed synchronously (Step 302).

[0159] Since three-dimensional-image data "A, B" are acquired at intervals of the same fault at this time, if an interpretation-of-radiogram person operates the keyboard K of input section 3c, the following tomogram display-command switch N, etc. and inputs single action or a single command, a tomogram (tomogram pair) will be chosen for every fault interval of the from three dimensional images "A, B." And the tomogram pair synchronizes, respectively and is a monitor M1 and M2 one by one. It is displayed (Step 303). Hereafter, processing of Step 127 is performed.

[0160] thus, a fault interval -- abbreviation -- case it is the same -- the beginning -- an anatomical fault position -- abbreviation -- if the same tomogram is specified, the rest can display a tomogram pair one by one for every fault interval of the Therefore, processing is simplified sharply and processing speed improves sharply. Moreover, since processing is simplified sharply, it becomes simple the constituting software hardware and it becomes a very cheap system.

[0161] - When displaying one by one synchronously in processing of Steps 120-121 of modification 14 drawing 6 , it is the picture specification part I1. Switching in the predetermined direction, or picture specification part I2 By pushing synchronous canceling-switch C, the synchronous display of a part or all pictures can also be stopped. It is effective to come to carry out the interpretation of radiogram of this individually. Moreover, when the tomographic layer of some display images has shifted from the position of the tomographic layer of other display image pictures, after making the picture asynchronous and adjusting a position, it is effective also as an amendment means against gap of the synchronous position where it is again made the synchronous mode.

[0162] - In the processing which makes in agreement the kind of filter in processing of Step 122 of modification 15 drawing 6 between tomogram pairs, you may take into consideration the filter covered at the time of picture reconstruction. This is attained by registering MTF (Modulation Transfer Function : modulation transfer function) of another reconstruction image of a reconstruction filter, and covering the filter which makes MTF in agreement. For example, when MTF of Pictures A and B sets to  $H_A(u, v)$  and  $H_B(u, v)$ , respectively, supposing the object object of Pictures A and B is the same  $F(u, v)$ , the distributions  $FA(u, v)$  and  $FB(u, v)$  of a three dimensional image "A, B" are obtained as follows, respectively.

[0163]

[Equation 4]

[Equation 5]

Here,  $(u, v)$  are the coordinates of a Fourier side and all  $(u, v)$  of  $F(u, v)$ ,  $FA(u, v)$ , and  $FB$  are the result of carrying out the Fourier transform of an original body and an original picture. Moreover, although processing of a 2-dimensional tomographic layer is explained since it is easy here, processing by three dimensions can be processed similarly. By the way, since they are the object object same originally, if  $FA(u, v)$  and  $FB(u, v)$  have the same MTF, they should serve as the same picture. Therefore, what is necessary is just to cover Filter  $H(u, v)$  over  $FB(u, v)$ , in order to make MTF in agreement.

[0164]

[Equation 6]

The feature of processing of also taking into consideration the filter covered at the time of this picture reconstruction is in the modality where a pixel value is saved to be able to carry out the direct comparison of the pixel value.

[0165] - A part or all of a function of a 16 modification system may be prepared in photography modality.

[0166] - image processing system four a1 with which the processing which sets up the criteria data of Step 106 of modification 17 drawing 5 sets up the criteria tomogram A from input section 3c of a control unit 3, and the criteria tomogram A is held in each display conditions of the criteria tomogram A Memory 4c1 from -- by reading, you may set criteria data as each display conditions of the criteria tomogram A The feature of this processing is for a setup of very many criteria data to be automatable.

[0167] - It is not necessary to perform rotation processing which doubles with the system of coordinates of a criteria tomogram the system of coordinates of each tomogram which forms a modification 18 tomogram pair, especially rotation (rotation which makes the tomographic layer of a tomogram pair parallel) of a tomographic layer. That is, the case where the angle with the tomographic layer in comparison with a criteria tomographic layer (xy flat surface) to make is small (near in parallel), When the attention field (ROI:Region of interest) is decided If even doubling carries out some (for example, center) positions of the field to compare, so greatly the amount of position gaps of the field of others which are the candidates for comparison in such a case You may exclude the processing (rotation processing which changes the inclination of a tomographic layer) which makes parallel the tomographic layer of the three-dimensions data for comparison with a criteria tomographic layer. Since the feature of this method can exclude the processing which time called three-dimensions interpolation requires, it is in the point which can be processed at high speed.

[0168] namely, the processing which time called three-dimensions interpolation requires when the case where the amount of gaps from a criteria tomogram is small, and ROI are decided -- excluding -- high-speed -- it can process -- it is thought that it is an effective method The art in the case of the latter may display the tomographic

layer which includes many corresponding fields after setting up an attention field on the tomographic layer of arbitrary three dimensional images and computing the field corresponding to the attention field in the three dimensional image for comparison, and related \*\*\*\*\* of the inequality of a coordinate is also good in a coordinate by ignoring and performing alignment of ROI in processing of Step 101 of drawing 5 - Step 105.

[0169] - Although the tomogram pair was displayed on a different monitor for every frame in modification 19 this example, this invention is not limited to this and can also be changed into the picture of the tomogram which constitutes other tomogram pairs for a part of a certain tomogram which constitutes a tomogram pair.

[0170] k sets of now and three-dimensional-images data are processor 4a1 -4ak, respectively. Picture storage section 4e1 -4ek It is a processor four a1 by the processing of CPU3a for control based on [ when memorizing ] operation of an operator at first. Picture storage section four e1 The memorized three-dimensional-image data A are a monitor M1. Suppose that it is displayed one by one.

[0171] While an interpretation-of-radiogram person looks at the displayed three dimensional image A at this time, suppose that he wants to carry out the interpretation of radiogram of a certain part on the tomogram displayed now as compared with other three dimensional images. Here, an interpretation-of-radiogram person stops the tomogram A (Za1) which operates the keyboard K of input section 3c etc., and is displayed now (frieze). And while operating Keyboard K etc. and specifying the part to compare by ROI, a three dimensional image (it carries out to the processor with which the three dimensional image is memorized, four a2 [ for example, ]) to carry out the comparison interpretation of radiogram is specified ( drawing 22 , Step 401). At this time, CPU3a for control is the ROI and processor four a2 which were specified. It reads and is the picture storage section four e1. While reading the three-dimensional-image data A (Za1) out of the stored three-dimensional-image data Picture storage section four e2 The three-dimensional-image data B (tomogram pair) with equal z-coordinate (Za1) and anatomical fault position concerned (Zb1) are read out of the stored three-dimensional-image data B (Step 402). And CPU3a for control eliminates the data (pixel value) of the field specified to be ROI among read A (Za1), and compounds the data (pixel value) of the field where the three-dimensional-image data B (Zb1) read to the field correspond (Step 403). And CPU3a for control is a processor four a1 about the instructions on which the synthetic three-dimensional-image data Ab (Za1) obtained as a result are displayed. It sends. Processor four a1 CPU four b1 It is based on the instructions and is a monitor M1. Image data Ab (Za1) is displayed. consequently, monitor M1 \*\*\*\* -- as shown in drawing 23 , the three dimensional image Ab (Za1) by which other three dimensional images B (Zb1) to carry out the comparison interpretation of radiogram only of the field in specified ROI were compounded is displayed (Step 404)

[0172] here -- further -- the keyboard K of input section 3c etc. -- operating it -- ROI -- movement -- or When commands, such as "synthetic ON and synthetic OFF", are sent, the former The compound portion is returned to the three dimensional image A of a basis, and only the specified movement magnitude sets ROI as the field which

carried out the parallel displacement (the same processing as Step 401), repeats 402 or less-step processing, and compounds and displays the field corresponding to newly specified ROI in a three dimensional image B. Moreover, in the latter, when the portion compounded when OFF was pushed is returned to the three dimensional image A of a basis and ON is pushed again, a three dimensional image B is again compounded to specified ROI. Since the difference (change and existence of shading) from the three dimensional images A and B in an attention field can distinguish clearly by moving ROI to right and left in the neighborhood of an attention field, or repeating composite turning on and off in an attention field, the exact interpretation of radiogram can be performed.

[0173] In addition, a field to compare is not partial, for example, the method of specification, such as a monitor display half, is also possible. That is, an operator operates for example, the mouse m of input section 3c, and specifies boundary layer data (for example, line marker which divides a viewing area equally right and left 2 in the center of a screen) on monitor display. and CPU3a for control -- the boundary layer data -- being based -- the three-dimensional-image data A (Za1) top -- for example, it goes to the boundary layer position, and left-hand side leaves the original three-dimensional-image data A (Za1), and makes right-hand side compound the right half of the three-dimensional-image data B (Zb1) Consequently, a different three dimensional image [ in / the same anatomical fault position / as shown in drawing 24 ] is a monitor M1. It is displayed in the state where it was compounded bordering on the center.

[0174] Moreover, since the difference (change and existence of shading) from three dimensional images A and B can distinguish clearly bordering on a line marker by operating Mouse m etc. in this state and moving a line marker to right and left, the exact interpretation of radiogram can be performed.

[0175] Furthermore, the picture acquired by other modality to the field (or one field of the lined-off inside) specified by ROI as an example into which this view developed is also compoundable.

[0176] According to these modifications, an interpretation-of-radiogram person can do the interpretation of radiogram of the tomogram pair, without moving a view. Moreover, since it is easy to attach correspondence of the position to compare, interpretation-of-radiogram efficiency can be raised sharply. Furthermore, it has the feature that the comparison interpretation of radiogram also of the display with which only one sheet can display a tomogram becomes possible.

[0177] - Set to Step 122 of modification 20 drawing 6 , and it is each CPU four b1 to 4b6. It is only tomogram data (tomogram pair data) of the same z-coordinate Monitor M1 -M6 Although expressed as the same timing this invention is not limited to this and chooses the tomogram data (1 set of tomogram pair data) of plurality (two [ for example, ]) from each tomogram data which form a tomogram pair. The data (subtraction data) obtained by carrying out subtraction processing of the two tomogram data can also be displayed.

[0178] In performing this subtraction processing, in case an interpretation-of-radiogram person inputs the criteria data in processing of Step 106 of drawing 5 , he has inputted the monitor (for example, M1) which displays two three dimensional images (the processor with which the two three dimensional

images were memorized, four a1 [ for example, ], and four a2) to display the picture which carried out subtraction processing, and the subtraction picture of those.

[0179] Each CPU four b1 to 4b6 which, on the other hand, ended processing of Step 122 of drawing 6 Inside, CPU four b1, and four b2 Not the processing shown in drawing 6 but processing shown in drawing 25 is performed. CPU four b1 and four b2 The picture storage section four e1 and four e2 from -- tomogram data (tomogram pair data) "A (Za1), B (Zb1)" are read, respectively [ namely, ] And CPU four b2 The read tomogram data B (Zb1) are sent to CPU four b1 (Step 501). CPU four b1 Subtraction processing of the tomogram data B (Zb1) is carried out from the tomogram data A (Za1) (Step 502). And display [ image data / {(A(Za1)-B (Zb1) )referred to as:SU1} / subtraction / which was obtained ] five a1 It sends. display five a1 the subtraction image data "SU1" after setting up image processings, such as gamma-characteristics conversion which is the 2nd display condition, brightness, contrast, etc. to the sent subtraction image data "SU1" -- monitor M1 It displays (Step 503).

[0180] since processing similar to Step 125 of drawing 6 - Step 127 is performed at this time -- CPU four b1 and four b2 predetermined interval  $\Delta t$  From the tomogram data "A (Za1), B (Zb1)" by which subtraction processing was carried out Left tomogram data A" (Za2), B (Zb2)" -- an image memory four e1 and four e2 from -- it reads to the same timing and subtraction processing shown in Steps 501-503 is performed Hereafter, processing of Step 120 is followed and a subtraction picture {"SU2", "SU3", --} is a monitor M1 one by one. It is displayed (Step 504).

[0181] According to this modification, since it not only displays the same tomogram pair synchronously, but an anatomical fault position can display the subtraction picture of the tomogram pairs one by one, by carrying out the interpretation of radiogram of the subtraction picture can examine the change state of a patient's part for a diagnosis etc. in detail.

[0182] - As for the physical relationship in a slice [ in / composition or the tomogram pair by which a subtraction is carried out / by synthetic processing of the modification 19 mentioned above modification 21, and subtraction processing of a modification 20 ], it is desirable to carry out abbreviation coincidence. Therefore, when the slice position is shifted a little between tomogram pairs, by performing correlation data processing in addition to processing of drawing 22 and drawing 25 which were mentioned above, the difference of the picture by gap of the physical relationship in a slice can be amended (the pixel position of each part grade is doubled in a corresponding tomogram pair), and more exact synthetic processing and subtraction processing can be performed. The amendment method performs a correlation operation to an amendment sake locally to partial gap according position gap of the whole to the amendment method and a body motion in the difference of the picture by gap of the physical relationship in a slice, and has the method of transforming an object partially based on the result etc., and these methods are well-known by bibliography (4).

[0183] That is, in synthetic processing (or subtraction processing), after processing of Step 402 of drawing 22 (or after processing of Step 501 of drawing 25 ), CPU3a for control carries out the correlation operation of the tomogram data A (Za1) and the tomogram data B (Zb1), as shown in drawing 26 (Step 601). And CPU3a for control



calculates the shift amount between the tomogram data A (Za1) and the tomogram data B (Zb1) based on the correlation result of an operation (Step 602). And based on this shift amount and the tomogram data B (Zb1), correlation with the tomogram data A (Za1) generates the very high (regarded as the same slice position) tomogram data Ba (Zb1), and it is the picture storage section four e2 again. It memorizes (Step 603). Hereafter, processing after Step 403 is performed. However, the newly created tomogram data Ba are used as tomogram data B (Zb1) (Zb1).

[0184] Even when performing synthetic processing or subtraction processing using the tomogram pair which has a gap in a slice position according to this modification, exact synthetic processing or subtraction processing can be performed.

[0185] - The system configuration of the image processing system of modification 22 this example As shown in drawing 27 instead of what is limited to the composition which drawing 1 shows Processor 4a1 -4am shown in drawing 1 As it is good also as composition (input section 3c is newly added) whose one (processor ten a1) serves as a control unit 3 and is shown in drawing 28 Processor 4a1 -4am is lost and a control unit 3 is processor 4a1 -4am. You may serve. in this case, the control unit 3 -- each -- processor 4a1 -4am It changes and all processings to perform are performed. Although processing speed may become slow compared with the system of drawing 1 , since it can realize comparatively cheaply, drawing 25 and a system like 26 have the flower-stalk feature which is easy to put in practical use.

[0186] - Since the turn of performing each processing of Step 108 of modification 23 drawing 5 - Step 109, and Step 107 finally becomes the same, although you may set up how, it is desirable to set up so that it may be easy to process Step 108 of drawing 5 - Step 109. When it differs from each other greatly, each display conditions, for example, the pixel pitch, of a tomogram pair, it is sometimes difficult to perform alignment. When such, the way which processed Step 107 beforehand tends to perform alignment.

[0187] In addition, it sets in this example and the modification, and is processor 4a1 -4am. It is one monitor M1 -Mm, respectively. The composition which it has may be used. Moreover, CPU3a for control and processor 4a1 -4am to which this image processing system has separately the high-speed arithmetic unit (microprocessor) which can perform various image processings etc. at high speed, and mentioned it above You may make it the composition which performs performed processing with the above-mentioned high-speed arithmetic unit if needed.

[0188] furthermore, the synthetic operation stated in the modification mentioned above, a subtraction operation, a correlation operation, etc. -- CPU3a for control -- or -- each -- processor 4a1 -4am CPU4b1 -4bm Although considered as the composition to perform The digital logical circuit which this invention is not limited to this and performs a synthetic operation, The digital logical circuit which performs a subtraction operation, and the digital logical circuit which performs a correlation operation may be prepared separately, and the above-mentioned synthetic operation, a subtraction operation, and a correlation operation may be made to perform.

[0189] By this example, although CT equipment was used as medical picture photography modality, this invention may not be limited to this, may be MRI equipment, for example, may be equipped with CT equipment and MRI equipment, and may carry out the comparison interpretation of radiogram of two or more sets of

three dimensional images obtained with these equipments further again.

[0190] In addition, the bibliography name referred to in the example below is carried.

(1) The volume on "television-picture engineering handbook" television society, Ohm-Sha Ltd.

(2) "High Speed Display through Hybrid Processing[]" Optics Letters, Vol.15, No.10, and 565-567 (1990).

(3) "Digital-image-processing" Kak Rosenfeld Work, a Nagao true translation, Kindai Kagaku Sha Co., Ltd.

(4) "Digital Image Subtraction of Temporally Sequential Chest Image for Detection of Interval Change", A.Kano et al., Medical Physics, Vol.21, No.3, and 453-461 (1994). [0191]

[Effect of the Invention] it stated above -- according to [ like ] this invention -- the anatomical fault position out of two or more sets of 3-dimensional pictures -- abbreviation -- at least one same tomogram pair -- setting up -- further -- the tomogram pair -- for example, a tomogram pair can be displayed, without carrying out very difficult operation of doubling an anatomical fault position, since it can be made to be able to synchronize to predetermined timing and can display Therefore, the time and costs (an interpretation-of-radiogram person's labor cost etc.) which the burden of the interpretation-of-radiogram person in the case of the comparison interpretation of radiogram decreases, and start the comparison interpretation of radiogram decrease. And as a-like secondary effect by this effect, the frequency which performs the comparison interpretation of radiogram increases, and it is mentioned that the accuracy of a diagnosis improves more.

[0192] Moreover, since two or more tomogram pairs can be displayed one by one, without performing alignment of the anatomical fault position by the difference in the fault interval between two or more tomogram pairs, the time and cost concerning the comparison interpretation of radiogram decrease.

[0193] Furthermore, the luminosity of two or more tomograms (display image) which constitute a tomogram pair, contrast, Since it can set up identically among two or more tomograms which constitute the tomogram pair concerned without excessive operation of an interpretation-of-radiogram person in a part of picture parameters [ at least ], such as a picture filter applied The precision of the comparison interpretation of radiogram can be raised it becoming unnecessary to double the above-mentioned picture parameter in detail, and reducing an interpretation-of-radiogram person's effort sharply, in case an interpretation-of-radiogram person does the comparison interpretation of radiogram.

[0194] A part of two or more tomograms [ at least ] which constitute the tomogram pair displayed on the monitor concerned when two or more monitors are being arranged by the layered structure are automatically displayed on the monitor of the position which adjoined, respectively, i.e., a position where the tomogram pair compared adjoins and is seen, further again. Therefore, the excessive time and effort of changing the display position of a tomogram pair displayed at once becomes unnecessary, and the precision of the comparison interpretation of radiogram can be raised, reducing an interpretation-of-radiogram person's effort sharply.

---

[Translation done.]

**\* NOTICES \***

**Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.**

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

---

**DESCRIPTION OF DRAWINGS**

---

[Brief Description of the Drawings]

[Drawing 1] The block diagram showing the outline composition of the image display system concerning this invention.

[Drawing 2] The block diagram showing the outline composition of the display in drawing 1.

[Drawing 3] (A) is drawing in which it is the perspective diagram showing the outline composition of the input section, and (B) shows an example of the composition of the picture specification part I2.

[Drawing 4] The perspective diagram showing two or more monitors arranged by the layered structure.

[Drawing 5] an anatomical fault position -- abbreviation -- the outline flow chart showing an example of operation of the whole image display system at the time of synchronizing the same tomogram pair and displaying

[Drawing 6] an anatomical fault position -- abbreviation -- the outline flow chart showing an example of operation of the whole image display system at the time of synchronizing the same tomogram pair and displaying

[Drawing 7] an anatomical fault position -- abbreviation -- the outline flow chart showing an example of operation of the whole image display system at the time of synchronizing the same tomogram pair and displaying

[Drawing 8] Drawing showing the concept of a tomogram pair.

[Drawing 9] Drawing for explaining the view at the time of generating the tomogram data of the computed z-coordinate.

[Drawing 10] Drawing explaining the concept of the processing which makes pixel size in agreement.

[Drawing 11] Drawing explaining the concept of the processing which makes system of coordinates in agreement.

[Drawing 12] Drawing showing the tomogram pair displayed on each monitor in case two or more display is assigned to the processor.

[Drawing 13] Drawing showing the tomogram pair displayed on the same position in the viewing area of the plurality of two or more monitors.

[Drawing 14] Drawing showing the tomogram pair displayed on the same position in the viewing area of the plurality of two or more monitors.

[Drawing 15] The outline flow chart for explaining an example of two-dimensional correlation data processing to a SUKYANO gram image.

[Drawing 16] The conceptual diagram explaining the processing which associates a z-coordinate locally using two or more tomogram pairs.

[Drawing 17] The conceptual diagram explaining the processing whose ratio of the distance to the tomogram pair which exists forward and backward creates the tomogram for the same position.

[Drawing 18] The conceptual diagram explaining the processing which displays the tomogram which exists in the nearest z-coordinate position from the z-coordinate position which should be displayed.

[Drawing 19] The conceptual diagram explaining the processing which displays simultaneously the tomogram which exists in the z-coordinate position before and behind the z-coordinate position which should be displayed.

[Drawing 20] The outline flow chart for explaining an example of the processing which displays simultaneously the tomogram which exists in the z-coordinate position before and behind the z-coordinate position which should be displayed.

[Drawing 21] abbreviation -- the outline flow chart for explaining an example of processing of the whole system at the time of indicating by synchronous 2 sets of three dimensional images acquired at intervals of the same fault

[Drawing 22] The outline flow chart for explaining an example of processing of the whole system at the time of changing a part of a certain tomogram which constitutes a tomogram pair into the picture of the tomogram which constitutes other tomogram pairs.

[Drawing 23] Drawing in which only the inside of Specification ROI shows the tomogram by which other tomograms were compounded.

[Drawing 24] Drawing showing the tomogram by which two different tomograms were compounded across the boundary.

[Drawing 25] The outline flow chart for explaining an example of operation of the whole system at the time of performing subtraction processing.

[Drawing 26] The outline flow chart for explaining an example of operation of the whole system at the time of performing correlation data processing.

[Drawing 27] The outline block diagram showing the example of composition of others of the image display system of this invention.

[Drawing 28] The outline block diagram showing the example of composition of others of the image display system of this invention.

[Description of Notations]

1 CT Equipment

2 Picture DB

3 Control Unit

3a CPU for control

3b Main memory

3c Input section

4a1 ~4am Image processing system

4b1 ~4bm CPU

4c1-4cm Memory

4e1 ~4em Picture storage section

5a1 -5an Display  
5b1 ~5bn LUT  
5c1 -5cn Image memory  
5d1 -5dn Display  
M1 - Mn Monitor

---

[Translation done.]



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平8-294485

(43) 公開日 平成8年(1996)11月12日

(51) Int.Cl. <sup>6</sup>	識別記号	序内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 6/03	3 6 0	7638-2J	A 6 1 B 6/03	3 6 0 Z
		7638-2J		3 6 0 Q
G 0 6 F 19/00			G 0 6 F 15/42	X
// A 6 1 B 5/055			A 6 1 B 5/05	3 8 0

審査請求 未請求 請求項の数21 O L (全 33 頁)

(21) 出願番号 特願平8-41016

(22) 出願日 平成8年(1996)2月28日

(31) 優先権主張番号 特願平7-40718

(32) 優先日 平7(1995)2月28日

(33) 優先権主張国 日本 (J P)

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72) 発明者 大石 悟

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会

社東芝那須工場内

(72) 発明者 田口 克行

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会

社東芝那須工場内

(72) 発明者 大橋 昭南

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会

社東芝那須工場内

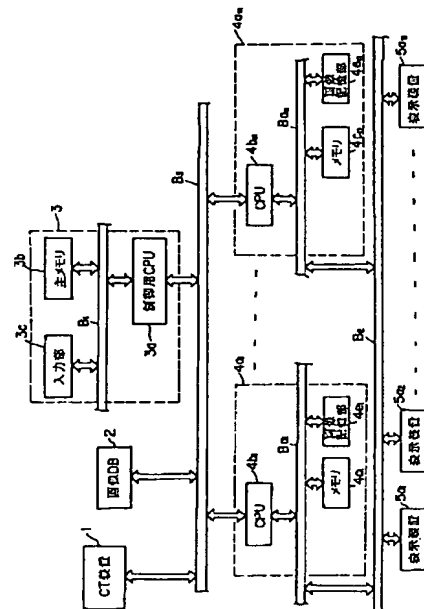
(74) 代理人 弁理士 波多野 久 (外1名)

(54) 【発明の名称】 画像表示システム及びそのシステムを用いた画像表示方法

(57) 【要約】

【課題】 比較読影に係る読影者の負担、読影時間や読影にかかるコストを大幅に低減させる。

【解決手段】 複数組の三次元画像の中から、解剖学的断層位置が略同一の第1の断層像対を少なくとも1つ指定する入力部3c及び制御用CPU3aのステップ107の処理(図5参照)と、複数組の三次元画像中の少なくとも1つの三次元画像の断層間隔及び第1の断層像対間の位置情報に基づいて、複数組の三次元画像の中から解剖学的断層位置が略同一の少なくとも1つの断層像対を設定する制御用CPU3a及びCPU4b1~4bnのステップ107の処理、ステップ111~ステップ123の処理(図5乃至図7参照)と、設定された少なくとも1つの断層像対をその断層像対を構成する複数の断層像を同期させながら対応する表示装置5a1~5anに順次表示させるCPU4b1~4bnのステップ124~ステップ127の処理(図6参照)とを備えている。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 少なくとも 1 つの医用画像撮影モダリティに基づく複数回の検査により取得された複数枚の断層像から成る複数組の三次元画像を出力デバイスに表示するようにした画像表示システムにおいて、

前記複数組の三次元画像の中から、解剖学的断層位置が略同一の第 1 の断層像対を少なくとも 1 つ指定する指定手段と、前記複数組の三次元画像中の少なくとも 1 つの三次元画像の断層間隔及び前記第 1 の断層像対間の位置情報に基づいて、前記複数組の三次元画像の中から、前記解剖学的断層位置が略同一の少なくとも 1 つの断層像対を設定する断層像対設定手段と、設定された少なくとも 1 つの断層像対を前記出力デバイスに表示させる表示制御手段とを備えたことを特徴とする画像表示システム。

【請求項 2】 前記断層像対設定手段は、前記解剖学的断層位置が略同一の断層像対を自動的に導出する手段である請求項 1 記載の画像表示システム。

【請求項 3】 前記表示制御手段は、前記複数の断層像対における各断層像対を構成する複数の断層像を同期させながら前記出力デバイスに表示させるようにした請求項 2 記載の画像表示システム。

【請求項 4】 前記表示制御手段は、前記複数の断層像対を所定間隔毎に順次前記出力デバイスに表示させるようにした請求項 3 記載の画像表示システム。

【請求項 5】 前記指定手段は、前記複数組の三次元画像の中から基準となる三次元画像を指定する第 1 の指定手段と、この基準三次元画像中の少なくとも 1 つの断層像と前記解剖学的断層位置が略同一である残りの三次元画像中の断層像を、全ての三次元画像が間接的に関連付けられるように指定する第 2 の指定手段とを備えた請求項 3 記載の画像表示システム。

【請求項 6】 前記指定手段は、前記三次元画像の中から前記第 1 の断層像対を自動的に選択する選択手段である請求項 3 記載の画像表示システム。

【請求項 7】 前記選択手段は、前記複数組の三次元画像を形成する各断層像の特徴量を用いて前記第 1 の断層像対を選択するようにした請求項 6 記載の画像表示システム。

【請求項 8】 前記位置情報は、前記三次元画像の断層面に垂直な方向に設定された座標軸に基づく位置座標情報である請求項 3 記載の画像表示システム。

【請求項 9】 前記断層像対設定手段は、前記複数組の三次元画像間の位置座標情報のズレ量を算出する手段と、前記位置座標情報のズレ量に基づいて、各三次元画像間の相対的な位置座標を求める手段と、前記各三次元画像間の相対的な位置座標上において任意の位置を指定する指定手段と、この指定された位置に対応する断層像を各三次元画像の中から求める手段とを備え、前記表示制御手段は、各三次元画像からそれぞれ求められた断層

像グループを断層像対として前記出力デバイスに表示するようにした請求項 8 記載の画像表示システム。

【請求項 10】 前記求める手段は、前記指定された位置に対応する断層像が無い場合、前記指定位置近傍の位置の少なくとも 1 枚の断層像を用いた補間処理により当該指定位置に対応する断層像を求める手段である請求項 9 記載の画像表示システム。

【請求項 11】 前記求める手段は、前記指定された位置に対応する断層像が無い場合、前記指定された位置に最も近い位置の断層像を前記指定位置に対応する断層像として各三次元画像の中から選択する手段である請求項 9 記載の画像表示システム。

【請求項 12】 前記求める手段は、前記指定された位置に対応する断層像が無い場合、前記座標軸上において前記指定された位置に隣接する位置のペアの断層像を前記指定位置に対応する断層像として各三次元画像の中から選択する手段であり、前記表示制御手段は、前記指定位置に対応する前記ペアの断層像を、全体で断層像対のグループとなるように各ペア毎に前記出力デバイスに表示するようにした請求項 9 記載の画像表示システム。

【請求項 13】 前記複数組の三次元画像の各断層像は略等しい断層間隔で取得され、前記断層像対設定手段は、前記略等しい断層間隔及び前記第 1 の断層像対間の位置情報に基づいて、前記複数組の三次元画像の中から前記解剖学的断層位置が略同一の少なくとも 1 つの断層像対を設定するようにした請求項 1 記載の画像表示システム。

【請求項 14】 前記出力デバイスは、階層構造に配設された複数のモニタを備え、前記表示制御手段は、前記断層像対を形成する複数の断層像をそれぞれ前記複数のモニタに、当該複数の断層像の少なくとも一部が互いに隣接するように表示させた請求項 3 記載の画像表示システム。

【請求項 15】 前記表示制御手段は、前記各モニタにおける前記断層像対を構成する複数の断層像の明るさ、コントラスト、適用される画像フィルタ等の画像パラメータの少なくとも一部を同一にして、当該複数の断層像を当該各モニタにそれぞれ表示させるようにした請求項 14 記載の画像表示システム。

【請求項 16】 前記出力デバイスは、複数の表示領域を有した少なくとも 1 つのモニタを備え、前記表示制御手段は、前記断層像対を形成する複数の断層像をそれぞれ前記複数の表示領域に表示させるようにした請求項 3 記載の画像表示システム。

【請求項 17】 前記表示領域は、 $m$  行  $n$  列 ( $m$ ,  $n$  は、2 以上の自然数) のマトリクス状に配列され、前記表示制御手段は、前記断層像対を構成する複数の断層像を、前記表示領域の互いに隣接した行あるいは列にそれぞれ表示させるようにした請求項 16 記載の画像表示システム。

【請求項 1 8】 前記表示制御手段は、前記断層像対を形成する複数の断層像の内の少なくとも一対の断層像をサブトラクション処理するサブトラクション処理手段を備え、このサブトラクション処理により得られたサブトラクション画像を前記出力デバイスにより表示させるようにした請求項 3 記載の画像表示システム。

【請求項 1 9】 少なくとも 1 つの医用画像撮影モダリティに基づく複数回の検査により取得された複数枚の断層像から成る複数の三次元画像を出力デバイスに表示するようにした画像表示システムにおいて、前記出力デバイスに表示された複数枚の断層像の中から任意の 1 枚の第 1 の断層像上に関心領域を設定する手段と、前記関心領域が設定された第 1 の断層像を含む三次元画像以外の前記複数の三次元画像の中から、前記第 1 の断層像と解剖学的断層位置が略同一の任意の 1 枚の第 2 の断層像を指定する手段と、前記第 1 の断層像の前記関心領域部分の画像を、前記第 2 の断層像上の前記関心領域に相当する部分の画像に変換する変換手段とを備えたことを特徴とする画像表示システム。

【請求項 2 0】 少なくとも 1 つの医用画像撮影モダリティに基づく複数回の検査により取得された複数枚の断層像から成る複数の三次元画像を出力デバイスに表示するようにした画像表示システムにおいて、前記複数の三次元画像の中から、解剖学的断層位置が略同一の第 1 の断層像対を少なくとも 1 つ指定する指定手段と、前記複数の三次元画像中の少なくとも 1 つの三次元画像の断層間隔及び前記第 1 の断層像対間の位置情報に基づいて、前記複数の三次元画像の中から、前記解剖学的断層位置が略同一の少なくとも 1 つの断層像対を設定する断層像対設定手段と、設定された少なくとも 1 つの断層像対を前記出力デバイスに順次表示させる表示制御手段と、前記出力デバイスに表示された断層像対を構成する複数の断層像の中から任意の 1 枚の第 1 の断層像上に関心領域を設定する手段と、前記関心領域が設定された第 1 の断層像以外の当該複数の断層像の中から任意の 1 枚の第 2 の断層像を指定する手段と、前記第 1 の断層像の前記関心領域部分の画像を、前記第 2 の断層像上の前記関心領域に相当する部分の画像に変換する変換手段とを備えたことを特徴とする画像表示システム。

【請求項 2 1】 少なくとも 1 つの医用画像撮影モダリティに基づく複数回の検査により取得された複数枚の断層像から成る複数の三次元画像を出力デバイスに表示するようにした画像表示システムを用いた画像表示方法において、前記複数の三次元画像の中から、解剖学的断層位置が略同一の第 1 の断層像対を少なくとも 1 つ指定するステップと、前記複数の三次元画像中の少なくとも 1 つの三次元画像の断層間隔及び前記第 1 の断層像対間の位置情報に基づいて、前記複数の三次元画像の中から、前

記解剖学的断層位置が略同一の少なくとも 1 つの断層像対を設定するステップと、設定された少なくとも 1 つの断層像対を前記出力デバイスに順次表示させるステップとを備えたことを特徴とする画像表示システムを用いた画像表示方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、複数の検査によって得られた複数の診断用断層像群（三次元画像）を表示する画像表示システム及びそのシステムを用いた画像表示方法に係り、特に、複数の三次元画像の中から解剖学的位置が略同一の断層像のグループ（以下、断層像対という）を見比べて読影する際に用いられる画像表示システム及びそのシステムを用いた画像表示方法に関する。

【0002】

【従来の技術】同一あるいは異なる医用画像撮影モダリティ（例えば、CT 装置、MRI 装置等）により複数回の検査を行なって得られた三次元画像（複数枚の断層像）を比較読影することは、存在診断及び鑑別診断に大きく貢献している。なお、本発明では、上述したように同一あるいは異なる医用画像撮影モダリティで得られた断層像を見比べて読影することを比較読影という。

【0003】特に、新しく撮影した検査画像を同一被検体の過去の検査画像と比較すると、異常部位の発生は画像間の変化として認識されるため、診断の正確さが向上することは良く知られている。

【0004】例えば、異なる 2 つの検査（第 1 の検査、第 2 の検査）によりそれぞれ得られた複数枚の断層像を比較読影する場合では、予め 2 つの画像表示システムを用意し、一方の画像表示システムのモニタには第 1 の検査で得られた複数枚の断層像（第 1 の三次元画像）を表示し、他方の画像表示システムのモニタには第 2 の検査で得られた複数枚の断層像（第 2 の三次元画像）を表示する。

【0005】そして、その 2 つの画像表示システムを別々に操作しながら第 1 の三次元画像及び第 2 の三次元画像を順次表示し、被検体における解剖学的にほとんど同一と判断できる（みなされる）断層位置（以下、解剖学的断層位置という）の一対の断層像をそれぞれのシステムにおいて選択して比較読影を行っていた。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】上述したように異なる 2 つの検査で得られた複数枚の断層像を比較読影する場合では、複数枚の断層像から解剖学的断層位置が略同一の一対の断層像を選択しなければならない。しかし、その一対の断層像の選択は、三次元画像全体を比較読影する上で、例えば次のような問題点を有している。したがって比較読影は、現在では三次元画像中の一部の断層像を比較すればよい鑑別診断の一部に使用されているのみ



であった。

【0007】問題点(1)・比較する三次元画像の断層間隔(スライス間隔)が違う場合は、解剖学的断層位置が略同一の一对の断層像対を比較する度に、次の解剖学的断層位置が略同一の断層像対を見付けなければならないため、読影者はその操作に非常に多くの労力を費やしていた。また、たまたま断層間隔が同じであっても、三次元画像全体を比較するために断層像を順次更新していく際、その断層像を次々に更新する操作が比較する断層像の数だけ必要になるため、これも読影者にとっては煩わしい処理であり、負担が増加してしまった。

【0008】問題点(2)・表示画像と実物体との空間的距離の比率が比較する検査画像間で異なっていた場合、断層像中の任意の部位の大きさが検査画像間で異なっているため、注目する部位毎に解剖学的知識を利用して対応づけを行わなければならない。したがって、読影者の負担が大きかった。

【0009】問題点(3)・検査装置で得られた断層像間隔が異なっている場合、一度解剖学的断層位置の合った断層像を見付けた後も、常に解剖学的断層位置を合わせながら比較読影しなければならないため、読影者は非常に多くの労力を必要としていた。

【0010】問題点(4)・WW、WL、ブライトネス、コントラスト、ルックアップテーブル、及び $\gamma$ 特性等のモニタの特性や画像にかかっているフィルタ(以下、単にフィルタという)の種類等の表示条件の一部もしくは全部をそれぞれの画像表示システムで一致させることは非常に困難であった。例えば、WW、WL、ルックアップテーブル、及びフィルタの種類を合わせるためには、比較する画像毎に数回の設定が必要であり、読影者の負担が増大した。また、異なるモニタ間で比較読影する場合、一般的にはブライトネスやコントラストの正確なレベルは数値的に把握できないので、これを合わせるのは非常に困難であり、比較読影の際にたいへん不便であった。

【0011】また、そのブライトネスやコントラストの正確なレベルを数値として把握できたとしても、WW等と同じように比較する画像毎に数回の設定が必要となるため、非常に煩わしかった。さらに、 $\gamma$ 特性等のモニタ自体の特性を合わせることは製品設計時、もしくは出荷時でなければ不可能であるため、比較読影の際にたいへん不便であった。

【0012】問題点(5)・複数のモニタを、そのモニタ画面どうしが互いに比較しやすいように階層構造に配設している場合や、多数のウインド表示が可能な場合、及び多数の画像を記録できるフィルム出力が可能な場合等では、複数のモニタ、複数のウインド、あるいはフィルム上での比較しやすい位置、例えば、対応する表示領域における隣接する上下の位置等に比較画像を持っていくことが必要である。このためには、目的の位置に比較

画像を表示し直さなければならないため、読影者の負担が大きかった。

【0013】本発明は上述した問題点を全て解決するためになされたもので、最初に解剖学的断層位置が略同一の断層像対を指定した後は、その他の解剖学的断層位置が略同一の断層像対を例えば自動的に、しかも読影者にとって比較読影しやすい表示態様で順次表示することができ画像表示システムを提供することにより、比較読影に係る読影者の負担、読影時間や読影にかかるコストを大幅に低減させることをその目的とする。

【0014】

【課題を解決するための手段】前記目的を達成するため請求項1に記載した画像表示システムによれば、少なくとも1つの医用画像撮影モダリティに基づく複数回の検査により取得された複数枚の断層像から成る複数組の三次元画像を出力デバイスに表示するようにした画像表示システムにおいて、前記複数組の三次元画像の中から、解剖学的断層位置が略同一の第1の断層像対を少なくとも1つ指定する指定手段と、前記複数組の三次元画像中の少なくとも1つの三次元画像の断層間隔及び前記第1の断層像対間の位置情報に基づいて、前記複数組の三次元画像の中から、前記解剖学的断層位置が略同一の少なくとも1つの断層像対を設定する断層像対設定手段と、設定された少なくとも1つの断層像対を前記出力デバイスに表示させる表示制御手段とを備えている。

【0015】特に、請求項2に記載した画像表示システムによれば、前記断層像対設定手段は、前記解剖学的断層位置が略同一の断層像対を自動的に導出する手段である。

【0016】特に、請求項3に記載した画像表示システムによれば、前記表示制御手段は、前記複数の断層像対における各断層像対を構成する複数の断層像を同期させながら前記出力デバイスに表示させるようにしている。

【0017】特に、請求項4に記載した画像表示システムによれば、前記複数の断層像対を所定間隔毎に順次前記出力デバイスに表示させるようにしている。

【0018】また、特に、請求項5に記載した画像表示システムによれば、前記指定手段は、前記複数組の三次元画像の中から基準となる三次元画像を指定する第1の指定手段と、この基準三次元画像の中の少なくとも1つの断層像と前記解剖学的断層位置が略同一である残りの三次元画像中の断層像を、全ての三次元画像が間接的に関連付けられるように指定する第2の指定手段とを備えている。

【0019】さらに、請求項6に記載した画像表示システムによれば、前記指定手段は、前記三次元画像の中から前記第1の断層像対を自動的に選択する選択手段である。

【0020】さらにまた、請求項7に記載した画像表示システムによれば、前記選択手段は、前記複数組の三次

10

20

30

40

50

元画像を形成する各断層像の特徴量を用いて前記第 1 の断層像対を選択するようにしている。

【0021】そして、請求項 8 に記載した画像表示システムによれば、前記位置情報は、前記三次元画像の断層面に垂直な方向に設定された座標軸に基づく位置座標情報である。

【0022】請求項 9 に記載した画像表示システムによれば、前記断層像対設定手段は、前記複数組の三次元画像間の位置座標情報のズレ量を算出する手段と、前記位置座標情報のズレ量に基づいて、各三次元画像間の相対的な位置座標を求める手段と、前記各三次元画像間の相対的な位置座標上において任意の位置を指定する指定手段と、この指定された位置に対応する断層像を各三次元画像の中から求める手段とを備え、前記表示制御手段は、各三次元画像からそれぞれ求められた断層像グループを断層像対として前記出力デバイスに表示するようにしている。

【0023】特に、請求項 10 に記載した画像表示システムによれば、前記求める手段は、前記指定された位置に対応する断層像が無い場合、前記指定位置近傍の位置の少なくとも 1 枚の断層像を用いた補間処理により当該指定位置に対応する断層像を求める手段である。

【0024】また特に、請求項 11 に記載した画像表示システムによれば、前記求める手段は、前記指定された位置に対応する断層像が無い場合、前記指定された位置に最も近い位置の断層像を前記指定位置に対応する断層像として各三次元画像の中から選択する手段である。

【0025】さらに、請求項 12 に記載した画像表示システムによれば、前記求める手段は、前記指定された位置に対応する断層像が無い場合、前記座標軸上において前記指定された位置に隣接する位置のペアの断層像を前記指定位置に対応する断層像として各三次元画像の中から選択する手段であり、前記表示制御手段は、前記指定位置に対応する前記ペアの断層像を、全体で断層像対のグループとなるように各ペア毎に前記出力デバイスに表示するようにしている。

【0026】一方、請求項 13 に記載した画像表示システムによれば、前記複数組の三次元画像の各断層像は略等しい断層間隔で取得され、前記断層像対設定手段は、前記略等しい断層間隔及び前記第 1 の断層像対間の位置情報に基づいて、前記複数組の三次元画像の中から前記解剖学的断層位置が略同一の少なくとも 1 つの断層像対を設定するようにしている。

【0027】そして、請求項 14 に記載した画像表示システムによれば、前記出力デバイスは、階層構造に配設された複数のモニタを備え、前記表示制御手段は、前記断層像対を形成する複数の断層像をそれぞれ前記複数のモニタに、当該複数の断層像の少なくとも一部が互いに隣接するように表示させている。

【0028】特に、請求項 15 に記載した画像表示シ

テムによれば、前記表示制御手段は、前記各モニタにおける前記断層像対を構成する複数の断層像の明るさ、コントラスト、適用される画像フィルタ等の画像パラメータの少なくとも一部を同一にして、当該複数の断層像を当該各モニタにそれぞれ表示させるようにしている。

【0029】また、特に、請求項 16 に記載した画像表示システムによれば、前記出力デバイスは、複数の表示領域を有した少なくとも 1 つのモニタを備え、前記表示制御手段は、前記断層像対を形成する複数の断層像をそれぞれ前記複数の表示領域に表示させるようにしている。

【0030】さらに、請求項 17 に記載した画像表示システムによれば、前記表示領域は、 $m$  行  $n$  列 ( $m$ 、 $n$  は、2 以上の自然数) のマトリクス状に配列され、前記表示制御手段は、前記断層像対を構成する複数の断層像を、前記表示領域の互いに隣接した行あるいは列にそれぞれ表示させるようにしている。

【0031】そして、請求項 18 に記載した画像表示システムによれば、前記表示制御手段は、前記断層像対を形成する複数の断層像の内の少なくとも一対の断層像をサブトラクション処理するサブトラクション処理手段を備え、このサブトラクション処理により得られたサブトラクション画像を前記出力デバイスにより表示させるようにしている。

【0032】また、前記目的を達成するため請求項 19 に記載した画像表示システムによれば、少なくとも 1 つの医用画像撮影モダリティに基づく複数回の検査により取得された複数枚の断層像から成る複数組の三次元画像を出力デバイスに表示するようにした画像表示システムにおいて、前記出力デバイスに表示された複数枚の断層像の中から任意の 1 枚の第 1 の断層像上に関心領域を設定する手段と、前記関心領域が設定された第 1 の断層像を含む三次元画像以外の前記複数組の三次元画像の中から、前記第 1 の断層像と解剖学的断層位置が略同一の任意の 1 枚の第 2 の断層像を指定する手段と、前記第 1 の断層像の前記関心領域部分の画像を、前記第 2 の断層像上の前記関心領域に相当する部分の画像に変換する変換手段とを備えている。

【0033】さらに、前記目的を達成するため請求項 20 に記載した画像表示システムによれば、前記複数組の三次元画像の中から、解剖学的断層位置が略同一の第 1 の断層像対を少なくとも 1 つ指定する指定手段と、前記複数組の三次元画像中の少なくとも 1 つの三次元画像の断層間隔及び前記第 1 の断層像対間の位置情報に基づいて、前記複数組の三次元画像の中から、前記解剖学的断層位置が略同一の少なくとも 1 つの断層像対を設定する断層像対設定手段と、設定された少なくとも 1 つの断層像対を前記出力デバイスに順次表示させる表示制御手段と、前記出力デバイスに表示された断層像対を構成する複数の断層像の中から任意の 1 枚の第 1 の断層像上に関

心領域を設定する手段と、前記関心領域が設定された第 1 の断層像以外の当該複数の断層像の中から任意の 1 枚の第 2 の断層像を指定する手段と、前記第 1 の断層像の前記関心領域部分の画像を、前記第 2 の断層像上の前記関心領域に相当する部分の画像に変換する変換手段とを備えている。

【0034】さらにまた、前記目的を達成するため請求項 2 に記載した画像表示システムを用いた画像表示方法によれば、少なくとも 1 つの医用画像撮影モダリティに基づく複数回の検査により取得された複数枚の断層像から成る複数の三次元画像を出力デバイスに表示するようにした画像表示システムを用いた画像表示方法において、前記複数の三次元画像の中から、解剖学的断層位置が略同一の第 1 の断層像対を少なくとも 1 つ指定するステップと、前記複数の三次元画像中の少なくとも 1 つの三次元画像の断層間隔及び前記第 1 の断層像対間の位置情報に基づいて、前記複数の三次元画像の中から、前記解剖学的断層位置が略同一の少なくとも 1 つの断層像対を設定するステップと、設定された少なくとも 1 つの断層像対を前記出力デバイスに順次表示させるステップとを備えている。

【0035】請求項 1 乃至 18、20 又は 21 に記載した画像表示システム及びそのシステムを用いた画像表示方法によれば、少なくとも 1 つの医用画像撮影モダリティに基づく複数回の検査により取得された複数枚の断層像から成る複数の三次元画像の中から、指定手段を介して解剖学的断層位置が略同一の第 1 の断層像対が少なくとも 1 つ指定される。そして、複数の三次元画像中の少なくとも 1 つのある三次元画像の断層間隔及び前記第 1 の断層像対間の位置情報（例えば、三次元画像の断層面に垂直な方向に設定された座標軸に基づく位置座標）に基づいて、断層像対設定手段により、前記複数の三次元画像の中から解剖学的断層位置が略同一の断層像対が設定される。この断層像対は、表示制御手段により、例えば当該断層像対を構成する複数の断層像が同期した状態で、且つ所定間隔毎に出力デバイスに順次表示される。つまり、最初に解剖学的断層位置が略同一の断層像対を指定することだけで、以下、その他の解剖学的断層位置が略同一の断層像対が出力デバイスに自動的に表示される。

【0036】特に、請求項 6 乃至 7 に記載した画像表示システムによれば、例えば選択手段により、複数の三次元画像を形成する各断層像の特徴量を用いて最初の断層像対が自動的に選択され、出力デバイスを介して表示されるため、読影者の操作の必要なしに、解剖学的断層位置が略同一の断層像対が順次出力デバイスを介して自動的に表示される。

【0037】特に、請求項 9 に記載した画像表示システムによれば、前記断層像対設定手段として、ズレ量算出手段により前記複数の三次元画像間の位置座標情報の

ズレ量が算出され、算出された位置座標情報のズレ量に基づいて、各三次元画像間の相対的な位置座標が求められる。そして、指定手段により各三次元画像間の相対的な位置座標上において任意の位置が指定され、この指定された位置に対応する断層像が各三次元画像の中から求められる。このとき、表示制御手段により、各三次元画像からそれぞれ求められた断層像グループが断層像対として前記出力デバイスに表示される。

【0038】特に、請求項 10 に記載した画像表示システムによれば、指定された位置に対応する断層像が無い場合には、指定位置近傍の位置の少なくとも 1 枚の断層像を用いた補間処理により当該指定位置に対応する断層像が求められ、また、請求項 11 に記載した画像表示システムによれば、指定された位置に対応する断層像が無い場合、指定された位置に最も近い位置の断層像が前記指定位置に対応する断層像として各三次元画像の中から選択される。さらに、指定された位置に対応する断層像が無い場合、前記座標軸上において前記指定された位置に隣接する位置のペアの断層像が前記指定位置に対応する断層像として各三次元画像の中から選択され、表示制御手段は、指定位置に対応する前記ペアの断層像が全体で断層像対のグループとなるように各ペア毎に前記出力デバイスに表示される。

【0039】そして、請求項 13 に記載した画像表示システムによれば、前記複数の三次元画像の各断層像は略等しい断層間隔で取得されている。このとき、断層像対設定手段により、その略等しい断層間隔及び前記第 1 の断層像対間の位置情報に基づいて、複数の三次元画像の中から前記解剖学的断層位置が略同一の少なくとも 1 つの断層像対が設定される。

【0040】また、特に、請求項 14 に記載した画像表示システムによれば、出力デバイスには、階層構造に記された複数のモニタが備えられ、断層像対を形成する複数の断層像は、表示制御手段によりそれぞれ複数のモニタに当該複数の断層像の少なくとも一部が互いに隣接するように表示される。

【0041】さらに、請求項 15 に記載した画像表示システムによれば、各モニタにおける複数の断層像対を構成する断層像の明るさ、コントラスト、適用される画像フィルタ等の画像パラメータの少なくとも一部が同一となるように各モニタにそれぞれ表示される。

【0042】そして、請求項 16 又は請求項 17 に記載した画像表示システムによれば、出力デバイスには、例えば  $m$  行  $n$  列 ( $m$ ,  $n$  は、2 以上の自然数) のマトリクス状に配列された複数の表示領域を有した少なくとも 1 つのモニタが備えられ、断層像対を形成する複数の断層像は、表示制御手段により、その表示領域の互いに隣接した行あるいは列にそれぞれ表示される。

【0043】特に、請求項 18 に記載した画像表示システムによれば、断層像対を形成する複数の断層像の内の

例えば一対の断層像は、サブトラクション処理手段によりサブトラクション処理され、このサブトラクション処理により得られたサブトラクション画像は、表示制御手段の制御により、出力デバイスに表示される。

【0044】一方、請求項19又は20に記載した画像表示システムによれば、出力デバイスに表示された複数枚の断層像（例えば断層像対）の中から任意の1枚の第1の断層像上に関心領域が設定され、その関心領域が設定された第1の断層像を含む三次元画像以外の複数組の三次元画像の中から、第1の断層像と解剖学的断層位置が略同一の任意の1枚の第2の断層像が指定される。そして、第1の断層像の前記関心領域部分の画像が、交換手段により第2の断層像上の関心領域に相当する部分の画像に変換される。

【0045】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施形態について、特に医用画像撮影モダリティとしてCT装置を用いた画像表示システムを添付図面を参照して説明する。

【0046】図1は、CT装置を用いた画像表示システムの一例を示す概略ブロック図である。

【0047】この画像表示システムは、CT装置1と、CT装置1の画像撮影により取得された画像データを保持する画像データベース（以下、画像DBという）2と、装置全体の制御を行なう制御装置3と、複数個（本実施形態では、m個）の画像処理装置4a1～4amと、複数個（本実施形態では、n個）の表示装置5a1～5anとを備えている。

【0048】CT装置1は、図示しない架台や寝台等を有し、架台内に搬送された被検体（本実施形態では患者とする）に対してCTスキャンを実行することにより、当該患者の体軸方向に直交する例えばアキシャル方向の断層像データから成る三次元画像データを取得可能に構成されている。さらに、本実施形態では、患者の診断部位の時相変化等を比較読影するために、同一の患者に対して時間を隔てた複数回のCTスキャンが実行されている。そして、その結果得られた複数の三次元画像データ（A、B、C、…；なお、三次元画像データAが一番新しく取得された三次元画像データであり、以下、三次元画像データB、三次元画像データC、…と順に古いものとなっている）は、それぞれスライス番号1～NのN枚の断層像データとして画像DB2に格納されるようになっている。

【0049】制御装置3は、表示システム全体を制御するための中央処理装置（以下、制御用CPUという）3aと、制御用CPU3aの処理に必要なプログラムデータや処理データ等を記憶する主メモリ3bと、読影者（操作者）からのデータやコマンド入力用の例えばキーボード等を備えた入力部3cとから構成されている。また、これらの制御用CPU3a、メモリ3b、及び入力部3cは相互にバス接続され、そのバスB1を介して互

いにデータの受け渡しを行なっている。

【0050】画像処理装置4a1～4amは、画像処理演算処理や処理装置全体の制御を行なうためのCPU4b1～4bmと、CPU4b1～4bmの処理に必要なプログラムデータや処理データ等を記憶しているメモリ4c1～4cmと、CPU4b1～4bmにおける画像処理時の画像データ、または、画像処理後の画像データを記憶可能な複数枚のフレームメモリ等を有した画像記憶部4e1～4emとをそれぞれ備えている。また、画像処理装置4a1（その他の画像処理装置4a2～4amも同様とする）の処理用CPU4b1、メモリ4c1、入力部4d1、及び画像記憶部4e1は、相互にバス接続され、そのバスBa1（他の画像処理装置4a2～4amでは、バスBa2～バスBam）を介して互いにデータの受け渡しを行なっている。

【0051】表示装置5a1～5anは、それぞれ図2に示すように、データ変換用のルックアップテーブル（以下、LUTという）5b1～5bnと、画像データ保持用の画像メモリ5c1～5cnと、表示制御部、D/A変換器、及びモニタM1～Mn等から成る表示部5d1～5dnとを備えている。また、この表示装置5a1～5anは、相互にバスB2を介して接続されている。このバスB2は、各画像処理装置4a1～4amの接続バスBa1～Bamにバス接続されている。

【0052】そして、CT装置1、画像DB2、制御装置3の制御用CPU3a、及び各画像処理装置4a1～4amのCPU4b1～4bmは、相互にバス接続され、そのバスB3を介して互いに画像データ、生データ（投影データ）等の処理データやコマンドデータ等の受け渡しを行なっている。

【0053】制御装置3は、制御用CPU3aの処理により画像DB2からの複数の断層像データ群の読み出しや、その読み出された各三次元画像データに対応する画像処理装置4a1～4am、及び表示装置5a1～5anの割り当て等の制御を行なうとともに、その複数の断層像データ群間の位置合わせを行なうようになっている。なお、複数の三次元画像データを読み出した際の処理装置4a1～4am、及び表示装置5a1～5anの割り当ては予め定められており、その割り当てのデータは、主メモリ3bに記憶されている。なお、本実施形態では、画像DB2から複数の三次元画像データが読み出される順序に従って順次処理装置4a1、4a2、…が当該複数の三次元画像データを処理するように割り当てられている。また、本実施形態では、処理装置4a1～4amはそれぞれ表示装置5a1～5amに対応するように割り当てられている。

【0054】また、制御装置3の入力部3cは、例えば図3Aに示すように、操作卓上に、画像送りコマンド、停止コマンド、早送りコマンド等の画像表示コマンド、必要なデータ、及びROI等を入力可能なマウスm、キ

ーボードK、及び画像指定部11及び12を有している。この画像指定部11は、2つの三次元画像データを同期させて表示する際に用いられる一種のセクタであり、2つの方向（例えば、左右方向）に傾斜可能なレバーと、このレバーの傾斜方向を検出する図示しない検出器等から構成されている。また、このレバーは、所定の傾斜角度になると固定することができる。なお、所定の傾斜角度に到達するまでは、初期状態（直立状態）に戻ろうとする力が働くようになっている。

【0055】そして、レバーの傾斜方向により、制御装置3の制御用CPU3aの制御対象である所定の表示装置（例えば、5a1、5a2）に表示された画像を指定（セレクト）することができる。また、レバーが直立の状態は、初期状態あるいは同期表示状態を表している。

【0056】また、画像指定部12は、比較する三次元画像が2組より多い場合に用いられる。この画像指定部12の具体的な例として、次の2つが考えられる。

【0057】（1）マニュアル車のギアのように構成され、ローの位置では三次元画像Aの操作、セカンド、サード、トップ、オーバートップでは、同様にそれぞれ三次元画像B、C、D、Eの操作を行ない、ニュートラルの位置の時に、全ての三次元画像を同期させるようになっている。

【0058】（2）前記（1）の画像指定部12（セクタ）では、後述する連鎖状（間接的な場合を含む）の指定や、表示している三次元画像の中の一部を同期させることができないので、図3Bのようなセクタを用いる。このセクタには、スイッチSM1～SMk（モニタの数に対応、図3Bでは、6つのスイッチを有している）、SHIFTキー（SHIFT）、同期解除スイッチC、次断層像表示指令スイッチ（P、N）、及びトラックボールTを備え、これらのスイッチのオン・オフ状態は、制御装置3の制御用CPU3aに送られるようになっている。

【0059】スイッチSM1～SM6は、モニタM1～M6に表示されている三次元画像を選択するスイッチとなっており、スイッチSM1～SM6を押すとそのスイッチSM1～SM6がバックライトによって点灯し、選択されたことを読影者が認識可能になっている。

【0060】SHIFTキーは、同期表示を指定する際に用いられるキーである。

【0061】同期解除キーCは、同期表示状態を解除するキーである。

【0062】次断層像表示指令スイッチは、次のコマの断層像を表示する旨を指令するスイッチで、“N”を押すと次コマの断層像、“P”を押すと一つ手前のコマの断層像の表示指令である。また、トラックボールTも同様に断層像表示指令スイッチであり、前後のみに回転するようになっている。そして、順回転の場合は順次断層像をめくり、逆回転の場合は順次断層像を戻していくよ

うになっている。

【0063】画像処理装置4a1～4amは、制御用CPU3aからの制御指令に応じた各CPU4b1～4bmの制御に基づいて、表示画素（ピクセル）サイズ、表示する断層像の間隔、WW（ウインドウ幅）、WL（ウインドウレベル）、座標系の被検体の絶対座標系に対する回転角、フィルタの種類等の第1の表示条件を設定できるようになっている。なお、表示ピクセルサイズ（単位の例：[mm/pixel]）とは、再構成画像の1ピクセルの間隔の実物被検体上での空間的距離を表している。また、被検体の絶対座標系に対する回転角とは、被検体の水平真右横方向（x軸）、水平真正面方向（y軸）、及び体軸方向（z軸）で決まる直交座標系（被検体の絶対座標系）に対して、得られた断層像の座標系の傾き角（回転角）を表している。なお、この第1の表示条件は、通常、各処理装置4a1～4amにおいて予め定められている。

【0064】そして、画像処理装置4a1～4amは、CPU4b1～4bmの処理により、制御用CPU3aの割り当てに応じて送られてきた各三次元画像データに対して上記第1の表示条件に応じた画像処理を施すようになっている。そして、画像処理の施された各三次元画像データを同じく割り当てられた表示装置5a1～5anに送るようになっている。

【0065】この表示装置5a1～5anは、LUT5b1～5bnにより、入力される三次元画像データに対し濃度階調変換（ $\gamma$ 特性変換）等の画像処理を施すようになっている。なお、LUT5b1～5bnのアドレスの内容（データ）は、処理装置4a1～4anのCPU4b1～4bnからの制御信号に応じて書き換え可能になっている。また、表示部5d1～5dnの表示制御部は、CPU4b1～4bnからの制御信号に応じてブライトネス、コントラスト等のモニタM1～Mnの諸特性を変更可能になっている。なお、本実施形態では、表示装置5a1～5anで設定される $\gamma$ 特性変換やブライトネス、コントラスト等の設定条件を第2の表示条件という。さらに、表示装置5d1～5dnの各モニタM1～Mnは、その表示領域（表示画面）がマトリクス状（例えばm行n列）に配列するように、階層構造で一体的に設けられていている（図4参照。なお、図4では、モニタの数が6個の場合（M1～M6）であり、2行3列に配列された場合について示している）。

【0066】次に、画像表示システムの全体動作について説明する。

【0067】図5乃至図6は、予め撮影された複数の三次元画像データ「A、B、…」の中から解剖学的断層位置が略同一の断層像対を同期させて表示する際のシステム全体の動作を表す概略フローチャートである。

【0068】今、画像DB2に格納された複数の三次元画像データ「A、B、…」の中から解剖学的断層位置が

略同一とみなされる断層像を比較読影する場合、入力部3cからの指令により起動した制御用CPU3aは、主メモリ3bを参照して割り当てデータを読み込むと共に、画像DB2から複数(例えば $k (< m, n)$ 組)の三次元画像データ「A(1番目)、B、…、K(k番目)」を順次読み出し、当該割り当てデータ(最初に読み出された三次元画像データA→処理装置4a1、次に読み出された三次元画像データB→処理装置4a2、…)

に依りて、対応する処理装置4a1~4akに送る(ステップ101)。三次元画像データ「A~K」を受け取った各処理装置4a1~4akのCPU4b1~4bkは、その三次元画像データ「A~K」を画像記憶部4e1~4ekに記憶するとともに、その各三次元画像データ「A~K」の内の最初の1枚目(最初のスライス位置;すなわち最初のスライス番号)の断層像データ「A1~K1」を対応する表示装置5a1~5akに表示させる処理を行なう。この結果、表示部5d1~5dkのモニタM1~Mkには、各三次元画像データ「A~K」の中の最初のスライス位置の断層像「A1~K1」が、第1及び第2の表示条件に基づく表示態様で表示される。また、それぞれの処理装置4a1~4akの表示装置5a1~5akの割り当てデータは、各メモリ4c1~4ckに記憶される(ステップ102)。

【0069】そして、制御用CPU3aは、第1の表示条件、第2の表示条件を変更するか否かの判断を行なう(ステップ103)。今、入力部3cから第1の表示条件、第2の表示条件を変更する旨のデータ(表示条件変更データ)が送られている場合、このステップ103の判断の結果はYESとなり、制御用CPU3aの処理はステップ104の処理に移行する。

【0070】ステップ104の処理において制御用CPU3aは、入力された表示条件変更データを読み込むとともに、主メモリ3bに記憶された割り当てデータにしたがって、対応する各処理装置4a1~4akに対し、表示条件の変更及びその内容を含む表示条件変更指令を送る。処理装置4a1~4akのCPU4b1~4bkは、表示条件変更指令のデータをメモリ4c1~4ckに記憶すると同時に、第2の表示条件の変更に関しては、割り当てられたモニタM1~Mkの設定を変更する。また、第1の表示条件に関しては、次に画像記憶部4e1~4ekから読み込んだ三次元画像データ「A~K」に対し、変更された第1の表示条件に応じた画像処理を施した後で表示装置5a1~5akのモニタM1~Mkに表示させ(ステップ105)、ステップ106に進む。

【0071】また、ステップ103の判断の際に、表示条件変更データが入力されていない場合は、そのステップ103の判断の結果はNOとなり、ステップ106に進む。

【0072】一方、読影者は、各モニタM1~Mkに表

示された断層像を見ながら、同期表示させる際のスライス間隔(表示間隔)や表示態様の基準(総称して基準データという)を設定する。この設定では、基準となる断層像(基準断層像)を入力部3cの例えば画像指定部11、12により入力(指定)してもよい。なお、画像指定部11により入力する場合は、基準としたい断層像方向にレバーを固定しない位置まで傾斜させることにより、指定することができる。

【0073】また、スライス間隔の基準となる断層像と表示態様(第1及び第2の表示条件)の基準となる断層像とを別個に指定してもよい。さらに、すべての断層像の表示態様とは、異なった表示態様にしたければ、再度表示条件を入力することも可能である。なお、本実施形態では、断層像「A1」、つまり三次元画像「A」を基準断層像としている。

【0074】制御用CPU3aは、このようにして送られた基準データを主メモリ3bに読み込む(ステップ106)。

【0075】さらに、読影者は、各モニタM1~Mkに表示された断層像の内、同期表示させて比較読影したい複数の三次元画像を入力部3cの例えば画像指定部12により入力(指定)するとともに、基準断層像の所望のスライス位置の断層像と解剖学的断層位置が略同一の断層像(この解剖学的断層位置が略同一の断層像の集団(グループ)を断層像対という)を比較読影したい複数の三次元画像の中から指定する。

【0076】もし、三次元画像が2組(表示装置5a1のモニタM1に表示された三次元画像Aと表示装置5a2のモニタM2に表示された三次元画像B)の場合、読影者は、比較読影する三次元画像を選ぶ必要はなく、最初に、画像指定部11のレバーを右(表示装置5a1に対応)に倒す。このとき、制御用CPU3aは、その傾斜方向を読み込み、比較読影対象である三次元画像Aを認識する。この状態で、読影者がキーボードKのリターンキー等により画像送りコマンドを入力することにより、制御用CPU3a、処理装置4a1、及び表示装置5a1の処理により、当該モニタM1に表示された三次元画像Aの断層像が1コマずつ順送りされる。

【0077】そして、読影者は、順次表示された断層像を見ながら、任意のスライス位置(スライス番号)、例えばスライス番号がLA( $1 \leq LA \leq N$ )の断層像ALAを指定する。

【0078】続いて読影者は、レバーを左に倒して、三次元画像B(その表示された断層像)を選ぶ。このレバーを左に倒した状態では、制御用CPU3aは、三次元画像Bの制御を行なうようになっている。したがって、三次元画像Aの場合と同様に、読影者がキーボードKのリターンキー等により画像送りコマンドを入力することにより、当該モニタM2に表示された三次元画像Bの断層像は1コマずつ順送りされる。読影者は、順次表示さ

れた三次元画像Bの断層像を見ながら、断層像Aと解剖学的断層位置が略同一の断層像を指定する(図8参照;ただし、図8は三次元画像「A、B」間の関係を示している)。このようにして、読影者は、三次元画像Aの表示断層像と略同一の断層像(つまり、断層像対)を指定することができる。

【0079】一方、複数組の三次元画像を比較する場合には、まず、読影者は、基準断層像に対応したスイッチSM1を押してモニタM1の三次元画像Aを選択する。そして、読影者は、例えば、次断層像表示指令スイッチNを押すことにより、制御用CPU3a、処理装置4a1、表示装置5a1の処理により、当該モニタM1に表示された三次元画像Aの断層像が1コマずつ順送りされる。

【0080】読影者は、順次表示された断層像を見ながら、任意のスライス位置(スライス番号)、例えばスライス番号がLA(1≤LA≤N)の断層像Aを指定する。

【0081】次に読影者は、同期表示させたい三次元画像を指定する。今、読影者は、モニタM3に表示された三次元画像C、及びモニタM6に表示された三次元画像Fを三次元画像Aとともに比較読影したいとする。このとき、読影者は、まず、スイッチSM3を選択し、次断層像表示指令スイッチN等を選択してモニタM1に表示された基準の断層像Aと略同一の解剖学的断層位置の断層像(すなわち、断層像対)を選ぶ。この第1の断層像対の指定が終わった後で、SM1とSM3を同時に選択すると、SM1とSM3は同時にオン(点灯)となり、これを解除するまで、SM1を押すとSM3も同時にオンとなる(つまり、スイッチSM1とスイッチSM3は同期している)。なお、同時にオンするのが難しければ、SHIFTキーを押しながらSM1とSM3を順次押してもよい。この場合、制御CPU3aは、SHIFTキーを押されている間は、同時に押されていると判断するようになっている。このようなSHIFTキーの使い方は、同時にスイッチを押すことに比べて、3つ以上のものを容易に選択することができるという特長を有している。ただし、後述するように、比較の便宜のため、モニタM3の位置に表示した断層像をモニタM2に移動させた場合、同時にM3はオフとなり、M2がオンとなるようになっている。

【0082】次にスイッチSM6を選択し、次断層像表示指令スイッチN等を選択することによりモニタM6の断層像を順次表示して、任意のスライス位置の位置合わせをしやすい断層像を選ぶ。

【0083】そして、スイッチSM3を選択し、次断層像表示指令スイッチN等を選択することによりモニタM3の断層像を順次表示して、モニタM6の断層像と略同一の断層像を選ぶ(このときスイッチSM1とSM3とは同時にオンとなり、モニタM3の断層像が順送りされ

るのに同期してモニタM1の断層像も順送りされ、略同一の断層像が表示される)。この処理により、各三次元画像A、C、Fを間接的に関連付けることができる。このスイッチ間の同期を解除するには、同期解除スイッチCを用いる。例えば、スイッチCを押したとき、スイッチSM1が押されていれば、スイッチSM1とその他のスイッチとの間の同期が解除され、なにも押されていないければ、全ての同期が解除される。

【0084】以上の例では、モニタM1、モニタM3、及びモニタM6に表示された三次元画像が比較読影の対象として選択され、断層像対が指定されたが、その指定は、三次元画像A→三次元画像C、三次元画像F→三次元画像C(及び同期している三次元画像A)の手順で行なわれている。しかし、この手順はこのように限定されるものではなく、要は、三次元画像A、三次元画像C、三次元画像Fが間接的に関連付けられればどんな手順でもよい。この間接的に関連付けられるという言葉は、三次元画像Aと三次元画像Cとの間に少なくとも1つの断層像対があり、三次元画像Cと三次元画像Fとの間に少なくとも1つの断層像対があるような場合(三次元画像Aと三次元画像Fとは三次元画像Cを介して間接的に関連づけられている)ということの意味している。

【0085】したがって、例えばモニタM1～M6に表示された三次元画像データ「A～F」を比較読影の対象として選択し、その断層像対を指定するとした場合において、基準断層像Aとの断層像対を三次元画像B～Fの中から選ぶというやり方を用いた場合には、読影者は、最初のスライス位置LAの断層像Aと解剖学的断層位置が略同一の断層像を三次元画像B～Fをそれぞれ順送りしながら指定することになる。そして、その断層像対の指定が終了したか、あるいは最初の断層像Aと解剖学的断層位置が略同一の断層像が無かった場合、基準となる三次元画像Aの中から次なる所望のスライス位置LA1の断層像ALA1を指定するとともに、その断層像ALA1と解剖学的断層位置が略同一の断層像を三次元画像「B～F」の中から、同様の手順で指定する。

【0086】そして、以下、読影者が必要な枚数、しかも、比較を行なう全ての三次元画像「B～F」が、指定された三次元画像A中の断層像と解剖学的断層位置が略同一の断層像を最低1枚持つ(三次元画像「A～F」が間接的に関連づけられる)ように、それぞれ三次元画像A～Fの中の断層像の指定が行なわれる。

【0087】断層像対が指定されたとき、最初の断層像対を形成する各断層像のスライス位置(断層像ALA(スライス位置LA)、及び各三次元画像「B～F」の中の指定された断層像のスライス位置(スライス番号))、及びその他の断層像対を形成する各断層像のスライス位置は、制御用CPU3aの処理により、相互に関連づけられて主メモリ3bに記憶される。

【0088】また、比較読影する三次元画像が2組(三

次元画像A及び三次元画像B)の場合(つまり、画像指定部11を用いて断層像対の指定を行なった場合)、この断層像対の指定が終わった後で、画像指定部11を直立状態する(レバーを真ん中にもってくる)。なお、これは、後述する断層像対同時表示指令として、例えば、キーボードKからコマンドを入力した場合に、三次元画像Aと三次元画像Bとの間の断層像対をなす断層像が同期して表示されるためのモード(同期モード)を表している(ステップ107)。

【0089】続いて、制御用CPU3aは、断層像対を形成する三次元画像データ「A～F」中の各断層像がそれぞれ表示されたモニタM1～M6の位置関係を主メモリ3bに記憶された割り当てデータに基づいて、当該指定された三次元画像データ「A～F」中の各断層像が互いに隣接した上下、もしくは左右に表示されているか否か、あるいはその隣接される断層像の数が最も多くなっているか否かを調べる。そして、各処理装置4a1～4akへの表示装置5a1～5akへの割り当てを変更するか否かを判断する(ステップ108)。この結果、もし当該三次元画像データ「A～F」中の各断層像が互いに隣接していないか、あるいは隣接している断層像の数が少ない場合は、ステップ108の判断はYESとなり、ステップ109において、各処理装置4a1～4akへの表示装置5a1～5akの割り当てを変更し、その結果を主メモリ3bに記憶する。そして、割り当て変更指令を処理装置4a1～4akに送る。

【0090】例えば、もし指定された三次元画像データが2つであり、その2つの三次元画像データ中の断層像対を形成する各断層像がモニタM1及びM3に表示されている場合(つまり、2つの三次元画像データ処理装置4a1及び4a3に割り当てられている場合)、その2つの断層像は隣接していない(図4参照)。したがって、制御用CPU3aは、2つの三次元画像データに対する処理装置(4a1、4a3)の割り当てを、例えば(4a1、4a2)に変更する指令を処理装置4a1～4a3に送るわけである。

【0091】処理装置4a1～4a6は、割り当て変更指令が送られた場合、その変更指令をメモリ4c1～4c6に読み込み、変更された割り当てに基づいて、送られる断層像データを割り当てに対応したモニタM1～M6に表示させる処理を行なう(ステップ109)。

【0092】一方、当該三次元画像データ「A～F」中の各断層像が互いに隣接しているか、あるいは隣接している断層像の数が最大の場合は、ステップ108の判断の結果はNOであり、ステップ110に進む。

【0093】なお、本実施形態では、三次元画像データ「A～F」は、互いに隣接した上下、もしくは左右に表示されているため、変更処理は行なわない。

【0094】そして、読影者は、断層像対が指定されたスイッチSM1～SM6を同時に選択する。このとき、

スイッチSM1～スイッチSM6は同時にオン(点灯)し、これを解除するまでは、例えば、スイッチSM6を押せば、残りのすべてのスイッチSM1～SM5が同時にオンとなる。このようにして、各三次元画像「A～F」を間接的に関連付ける、つまり、同期させることができる。なお、この同期を解除するには同期解除スイッチCを用いる。例えば、同期解除スイッチCを押したとき、SM1が押されていれば、SM1とその他のスイッチとの間の同期が解除され、なにも押されていないければ、全ての同期が解除される。

【0095】一方、制御用CPU3aは、処理装置4a1～4a6に対し、同期モードに入ったことの通知、及び基準データを送る(ステップ110)。

【0096】次いで、ステップ111以降において、制御用CPU3aは、各三次元画像「A～F」の断層間方向の位置合わせ処理を行なう。

【0097】すなわち、制御用CPU3aは、上記断層像対を含む三次元画像「A～F」の中からある2つの三次元画像(本実施形態では、基準となる三次元画像Aと任意の三次元画像Bとする)との双方の三次元画像の間隔方向(つまり、体軸(z方向))の座標(z座標とする)を、スライス番号と断層間隔を用いて次のように設定する(ステップ111)。

【0098】

【数1】

$$z = (\text{スライス番号}) \times (\text{断層間隔}) \quad \dots\dots (1)$$

【0099】そして、制御用CPU3aは、三次元画像Aと三次元画像Bの間における断層像対の数が一対であるか否かを判断する(ステップ112)。この結果、YESである場合は、ステップ112において、その指定された一対の断層像対が、それぞれの座標でどの位置にあたるかを演算し、座標間のズレ量を求める。例えば、三次元画像「A、B」の断層像対の座標が、それぞれ $z_a$ と $z_b$ とすると、三次元画像Bの座標は三次元画像Aのものに対して( $z_b - z_a$ )だけズレており、三次元画像Bの任意の座標 $z$ は、 $z_a + (z_b - z_a)$ により $z_a$ の座標に変換される(ステップ113)。

【0100】また、指定された断層像対が一対より多い場合は、ステップ112の判断はNOとなり、ステップ114において、複数の断層像対の位置データに基づいて、上記(1)式で決まる $z_a$ 座標と $z_b$ 座標間の矛盾が最小となる処理を行ない、 $z_a$ 座標と $z_b$ 座標間の相対的なズレ量を演算する。今、これらの座標の相対的なズレ量を $z$ とすると、断層像対間の誤差Eは次式のよう表せる。

【0101】

【数2】



21

$$E = \sum_{i=1}^s \{ (z_A^i + z_e) - z_B^i \}^2 \quad \dots\dots (2)$$

なお、ここでは指定された断層像対は  $s$  対であり、 $z_A^i$  と  $z_B^i$  は  $i$  番目 ( $i = 1, 2, \dots, s$ ) の断層像対の  $z$  座標とする。誤差  $E$  を最小にするために、「 $\Delta E / \Delta z_e = 0$ 」として (2) 式を解くと、次式が得られる。

【0102】

【数3】

$$z_e = \sum_{i=1}^s (z_B^i - z_A^i) / s \quad \dots\dots (3)$$

【0103】したがって、1対のときと同様に、 $z_e$  の任意の座標は  $z_A + z_e$  により  $z_A$  の座標に変換される。この相対的なズレ量  $z_e$  とその対象となる三次元画像 (断層像 A と断層像 B) はすべて制御装置 3 内の主メモリ 3 b 内に記憶される (ステップ 114)。そして、制御用 CPU 3 a の処理はステップ 115 へ移行する。

【0104】制御用 CPU 3 a は、上述した処理を三次元画像「B、C」間、三次元画像「C、D」間…にも繰り返して行ない、すべての三次元画像「A～F」の座標の相対的な関係を間接的に関連付ける。なお、この「間接的に」とは、例えば三次元画像 A の  $z$  座標と三次元画像 B の  $z$  座標、三次元画像 B の  $z$  座標と三次元画像 C の  $z$  座標、三次元画像 C の  $z$  座標と三次元画像 D の  $z$  座標、…、となって最後に三次元画像 F の  $z$  座標と三次元画像 A の  $z$  座標と連鎖状に関連づけられることや、三次元画像 A の  $z$  座標と三次元画像 B の  $z$  座標、三次元画像 A の  $z$  座標と三次元画像 C の  $z$  座標、三次元画像 C の  $z$  座標と三次元画像 D の  $z$  座標、…のように、三次元画像 A～三次元画像 F が互いに (相対的に) 関連付けられることを意味している。なお、このとき、制御用 CPU 3 a は、各三次元画像「A～F」の中で関連付やすい三次元画像のペアを当該三次元画像「A～F」のそれぞれの  $z$  座標に基づいて選択することもできる (ステップ 115)。

【0105】そして、制御用 CPU 3 a は、すべての三次元画像「A～F」の座標の相対的な関係が間接的に関連付けられているか否かを判断する (ステップ 116)。

【0106】三次元画像「A～F」の座標が相対的に関連付けられていない場合、ステップ 116 の判断は NO となり、上述したステップ 115 に戻り、上述した処理を繰り返す。

【0107】このステップ 116 の判断の結果 YES の場合には、すべての三次元画像「A～F」の  $z$  座標が連鎖状に関連づけられているため、ステップ 117 の処理に進む。

【0108】ステップ 117 の処理では、制御用 CPU

22

3 a は、主メモリ 3 b に記憶された各三次元画像「A～F」の  $z$  座標間のズレ量に基づいて、このズレ量を基準三次元画像 A を基準にしたズレ量に算出し直す。例えば、基準三次元画像 A に対する三次元画像 B のズレ量を  $g_{AB}$ 、三次元画像 B に対する三次元画像 C のズレ量を  $g_{BC}$ 、三次元画像 C に対する三次元画像 D のズレ量を  $g_{CD}$ 、三次元画像 D に対する三次元画像 E のズレ量を  $g_{DE}$ 、三次元画像 E に対する三次元画像 F のズレ量を  $g_{EF}$  とすると、基準三次元画像 A の任意の位置 ( $z$  座標) から三次元画像 B の対応する位置を求める式は、「 $z_A + (g_{AB})$ 」となる。同様に、基準三次元画像 A の任意の位置から三次元画像 C、D、E、F の対応する位置を求める式は、それぞれ、「 $z_A + (g_{AB} + g_{BC})$ 」、「 $z_A + (g_{AB} + g_{BC} + g_{CD})$ 」、「 $z_A + (g_{AB} + g_{BC} + g_{CD} + g_{DE})$ 」、「 $z_A + (g_{AB} + g_{BC} + g_{CD} + g_{DE} + g_{EF})$ 」となる。このような各相対関係から、全体の関係を求めることは広く一般的に行なわれている。また、コンピュータ上で実現するアルゴリズムも数多く提案されている。

【0109】このようにして求められた基準三次元画像 A の座標に対する各三次元画像「B～F」の座標のズレ量は、対応する処理装置 4 a1～4 a6 のメモリ 4 c1～4 c6 に記憶される。基準座標に対応する各座標のズレ量は、前記の例では、括弧 ( ) 内のものになる。つまり、基準三次元画像の基準となる座標に対してこのズレ量を加味することにより、各三次元画像間「A～F」の位置合わせを行なうことができる (ステップ 117)。

【0110】続いて処理は図 6 のステップ 118 の処理に移行し、制御用 CPU 3 a は、任意の基準となるスライス位置、すなわち、そのスライス位置に対応する  $z$  座標の断層像対を同期させて表示する旨を表す表示指令を各処理装置 4 a1～4 a6 に送る。なお、このスライス位置は、予め定められていてもよいし、入力部 3 c から別個に指定されたものであってもよい。また、基準断層像 A の最初のスライス位置としてもよい (ステップ 118)。処理装置 4 a1～4 a6 の CPU 4 b1～4 b6 は、入力されたスライス位置、及びメモリ 4 c1～4 c6 に記憶されたズレ量に基づいて各三次元画像間の位置合わせを行ない、それぞれ基準となる  $z$  座標 ( $Z a1$ 、 $Z b1$ 、…、 $Z f1$ ) を算出する (ステップ 119)。

【0111】そして、各 CPU 4 b1～4 b6 は、算出された  $z$  座標位置 ( $Z a1$ 、 $Z b1$ 、…、 $Z f1$ ) に断層像データが存在するか否かを判断する (ステップ 120)。この判断の結果 NO、つまり断層像データが存在しなければ、この算出された  $z$  位置 ( $Z a1$ 、 $Z b1$ 、…、 $Z f1$ ) の断層像データを求める。

【0112】この場合の考え方を図 9 を参照して説明する。図 9 (a)、(b) に示すように、三次元画像は、ピクセルを固定して  $z$  方向にピクセル値をプロットすると、一定間隔  $z_d$  毎に値が記録されていくことになる。

つまり、標準化されている状態で、標本点間の値を推定する問題となる。したがって、後述する文献(1)に示される補間処理を行なうことにより、あるピクセル位置の値を求めることができる。この処理を全てのピクセルに行なうことにより、断層像データが無いz座標位置での断層像データを新たに作成することができる。なお、図9(b)の例では、補間手法として1次(線形)補間を用いた場合を紹介している。

【0113】すなわち、ステップ114では、各処理装置のCPU4b1~4b6は、算出されたz座標位置(Za1、Zb1、…、Zf1)の前後の断層像データ(図9(b)では、z0、z0+zd、z0+2zd、…、z0+(n)zdの各データを用いた補間処理を行なって、算出されたz座標(Za1、Zb1、…、Zf1)に対応する新たな断層像データをそれぞれ作成し、画像記憶部4c1~4c6に記憶する(ステップ121)。

【0114】一方、ステップ120の判断の結果YESであれば、ステップ122の処理に移行する。

【0115】そして、各処理装置4a1~4a6のCPU4b1~4b6は、画像記憶部4c1~4c6に記憶されている、基準z座標(Za1、Zb1、…、Zf1)に対応する断層像データ「A(Za1)、B(Zb1)、…、F(Zf1)」を、すなわち略同一の解剖学的断層位置の断層像データ「A(Za1)、B(Zb1)、…、F(Zf1)」をそれぞれ読み出し、メモリ4c1~4c6を参照しながら第1の表示条件である表示画素(ピクセル)サイズ、表示する断層像の間隔、WW(ウインドウ幅)、WL(ウインドウレベル)、座標系の被検体の絶対座標系に対する回転角、フィルタの種類等の設定値にしたがって画像処理を施す。なお、ピクセルサイズを一致させることは、図10に示すように、同じ大きさの物体を画像上でも同じ大きさにすることに相当する。つまり、ある表示態様の基準となる三次元画像「A」にすべての三次元画像「B~F」を合わせることで、作成される全ての三次元画像「A~F」が同一のピクセルサイズとなる。また、座標系を基準断層像Aに一致させることは、図11に示すように、同一構造を同一の角度から観察出来ることに相当する。つまり、ある基準三次元画像Aの座標系に全ての三次元画像「B~F」の座標系を合わせるべく、データの回転処理等を施しているわけである。但し、この図11では、断層面内での回転しか行っていないが、断層面の傾きを変えるような三次元的な回転も同様に処理できる。これらの処理を合わせて行なうと、ピクセル毎の比較までもが可能となる。ピクセルサイズや座標系を基準データに合わせる方法は、文献(1)等により広く知られている座標変換技術(回転・拡大・縮小)と補間技術とを組み合わせることで実現できる。これらを組み合わせた例は、文献

(2)に触れられている。また、同様の処理を行なう幾

何学的歪に対する補正については、文献(3)に示されており、広く一般で使われている。

【0116】なお、座標系の基準データに対する回転角情報だけでは、座標系の角度合わせが不十分な場合、または対象とする三次元画像に被検体の絶対座標系に対する回転角の情報が無い場合には、データ収集時の情報(記録や記憶等)や解剖学的知識を利用して、座標系の傾斜角を推定することもできる(ステップ122)。

【0117】そして、各CPU4b1~4b6は、画像処理が施された断層像データ「A(Za1)、B(Zb1)、…、F(Zf1)」を割り当てられた表示装置5a1~5a6に送る(ステップ123)。各表示装置5a1~5a6は、送られた断層像データ「A(Za1)、B(Zb1)、…、F(Zf1)」に対し第2の表示条件である $\gamma$ 特性変換等の画像処理やブライトネス、コントラスト等の設定を行なった後、その断層像「A(Za1)、B(Zb1)、…、F(Zf1)」をモニタM1~M6に同一のタイミングで表示する(ステップ124)。

【0118】このとき、操作者は、入力部3cのキーボードK、あるいは画像指定部12の次断層像表示指令スイッチN(または、トラックボールT)を操作して次断層像対を表示する指令を入力する(シングルアクション)か、あるいは、入力部3cのキーボードK等から、動画のように予め定められたタイミングに基づいて、表示された断層像対から所定間隔 $\Delta d$ 離れた次の断層像対を同期させて順次表示させる指令(シングルコマンド)を入力する。制御用CPU3aは、入力されたシングルアクション、あるいはシングルコマンドに応じて、表示された断層像対「A(Za1)、B(Zb1)、…、F(Zf1)」から所定間隔離れた次の断層像対を同期させて表示させる指令を各処理装置4a1~4a6のCPU4b1~4b6に送る(ステップ125)。なお、この所定間隔は、この場合、基準断層像Aの断層間隔 $\Delta d$ である。なお、所定間隔 $\Delta d$ は読影中に変更することができる。これは、注目する領域を細かく観察することにより、正確な診断を行なうことができると同時に、あまり、関心のない領域(例えば、疾病を起している可能性の低い部位)は粗く観察することにより、読影時間を節約することができる。

【0119】各CPU4b1~4bkは、次断層像対表示指令を受け取ると、現在表示画像から所定間隔 $\Delta d$ 離れた位置のz座標(Za2、Zb2、…、Zf2)に基づいて断層像データ「A(Za2)、B(Zb2)、…、F(Zf2)」を画像メモリ4e1~4ekから同一のタイミングで読み出す。もし、その位置に断層像データが無い場合は、ステップ121、ステップ122と同様の処理を行ない、断層像データを作成する。この読み出された断層像データ「A(Za2)、B(Zb2)、…、F(Zf2)」は、ステップ123、124

と同様の処理が施された後、モニタM1～M6に同一のタイミングで表示される(ステップ126)。

【0120】そして、制御用CPU3aは、このまま所定間隔 $\Delta d$ 毎に断層像対表示を行なうか否かを判断する(ステップ127)。今、入力部3cから断層像対表示を終了させたい旨を表す指令が入力されている場合、この判断の結果はNOとなり、処理を終了する。また、入力部3cから次断層像対表示指令が入力されている場合、あるいはシングルコマンドモードの場合、制御用CPU3aの処理はステップ118の実行前に移行し、以下、上述した処理が繰り返されるため、所定間隔 $\Delta d$ 毎に順次断層像対の表示が行なわれる。

【0121】例えば、シングルコマンドモード、つまり動画像表示モードの場合では、各モニタM1～M6には、略同一の解剖学的位置の断層像がそれぞれ同期して順次表示される。

【0122】そして、入力部3cからの断層像対表示終了指令、又は断層像対を形成する断層像データが無くなったときは、ステップ127の判断の結果はNOとなり、処理を終了する。

【0123】以上述べたように、本実施例によれば、最初に読影者が解剖学的断層位置が略同一の断層像対をいくつか指定すれば、複数の3次元画像の中から解剖学的断層位置が略同一の断層像対が自動的に導出(設定)され、さらに、その断層像対が所定のタイミングで同期して表示される。したがって、読影者は、比較読影を行なう際の断層像対を導出する、つまり、解剖学的断層位置を合わせるという非常に困難な操作を簡単な操作により行なうことができる。この結果、読影者の負担が大幅に軽減するとともに、比較読影を非常に簡単に行なうことができるようになる。

【0124】また、複数の断層像対を所定間隔毎に順次表示することもできる。つまり、従来、複数の断層像対を順次表示する場合には、その複数断層像対間の断層間隔の違いによる解剖学的断層位置の位置合わせが必要であったが、本実施例ではその位置合わせを行なう必要がなくなるため、比較読影を非常に簡単に、しかもスピーディーに行なうことができる。

【0125】さらに、同期して表示される断層像対は、すべて同一の表示態様(WW、WL、ルックアップテーブル、及びフィルタの種類等が同一)、同一のピクセルサイズ、及び同一の座標系で表示されているため、読影者が比較読影する際に、余計な設定を行なう必要がなくなり、読影者の労力を大幅に低減させることができる。

【0126】さらにまた、複数のモニタを階層構造で配設している場合に、同期して表示される断層像対は、それぞれ隣接した位置のモニタに自動的に表示される。つまり、読影者が余計な操作をすることなしに、断層像対は比較しやすい位置(モニタ)に表示されるため、読影者の負担を軽減させることができる。もちろん、モニタ

の構造は、階層構造としなくてもよく、例えば、横1列や縦1列に並んでいてもよいし、1つの装置に複数のモニタが含まれていないで、個々のモニタが並んでいてもよい。

【0127】なお、本実施例では、本発明の要旨を変更しない上で種々の変形が可能である。

#### 【0128】・変形例1

図5のステップ101の処理において複数の三次元画像データを読み込んだが、この読み込むデータは三次元画像データではなく、生データ(投影データ)群であってもよい(CT装置1により取得された生データ群を直接読み込む)。この場合は、ステップ102の処理において、CPU4b1～4bkは、送られてきた生データ群を再構成処理し、この処理の結果得られた複数の三次元画像データをモニタM1～Mkに表示させることになる。この場合、図6のステップ121及びステップ126の画像補間処理においては、その再構成処理された複数の三次元画像データを用いてもよい。また、X線CT装置1がヘリカルスキャン(スパイラルスキャン、螺旋状スキャンとも呼ばれる)CTやコーンビームCTのような三次元CTである場合、つまり、生データを取得したモダリティが三次元的に画像再構成を行なうことができる情報を有している場合には、目的の位置(z座標)の三次元画像をその生データから直接再構成することができる。

#### 【0129】・変形例2

比較読影を行なうこと、及びその比較対象が予めはっきりしていれば、図5のステップ106の処理を予め行なった後、図6のステップ122、ステップ123の処理を最初の断層像を表示する段階で行なってもよい。この場合、読み込まれる複数の三次元画像データは、全て比較対象であると判断されるため、ステップ122、ステップ123の処理が自動的に施される。

#### 【0130】・変形例3

図1及び図2における表示装置5a1～5anのモニタM1～Mnは、ディスプレイでもウインドウでもよい。また、表示装置5a1～5anは、1つあるいは数個のディスプレイまたはウインドウ上に複数の画像を表示(多コマ表示)するシステムであってもよい。この場合、断層像対を形成する各断層像は、1コマ(1枚の画像)を表示する領域にそれぞれ表示される。さらに、表示装置5a1～5anは、多コマ表示(プリント)が可能なハードコピー装置を備えていてもよい。この場合、断層像対を形成する各断層像は、1コマ(1枚の画像)をプリントする領域にそれぞれ表示(プリント)される。

#### 【0131】・変形例4

本実施例において、表示装置5a1～5anの数が同期表示される断層像対の数より多ければ、制御装置3aが各処理装置4a1～4amに複数個の表示装置5a1～

5 a n を割り当てることにより、1 検査画像群（三次元画像）当たり複数の断層像を表示してもよい。

【0132】例えば、断層像対の数が2つ（三次元画像「A、B」）とすると、図12に示すように、各表示装置5 a 1 ~ 5 a 6（図12では6個として説明する）のモニタM1 ~ M6の内、表示装置5 a 1 ~ 5 a 3（M1 ~ M3）は、処理装置4 a<sub>1</sub>（三次元画像A）に割り当てられ、表示装置5 a 4 ~ 5 a 6（M4 ~ M6）は、処理装置4 a<sub>2</sub>（三次元画像B）に割り当てられる。この例では、図12からも分かるように、三次元画像中の複数の断層像を同時に比較することができるため、平面的な比較だけでなく立体的な比較が可能となり、比較の精度を向上させることができる。

#### 【0133】・変形例5

変形例3において、各モニタM1 ~ Mnの複数の表示領域は、図13（a）及び（b）に示すように、m行n列（m、nは2以上の自然数）のマトリクス状に配列されてもよい（図13では、モニタM1及びM2の2つが、2行2列の表示領域を有するものとしている）。

【0134】そして、このとき、制御用CPU3 aは、各モニタM1 ~ Mkに表示させる断層像対の表示位置を、その表示領域の行方向の位置及び列方向の位置の少なくとも一方が各モニタM1 ~ Mkの表示領域間で互に対応するようにしてもよい。例えば、図13（a）に示すように、三次元画像Aの断層像対を形成する断層像aがモニタM1の表示領域の向かって左上隅（1行1列部分、以下「1-1」とする）に表示された場合、モニタM2に表示される三次元画像Bの断層像対を形成する断層像bは、図13（b）に示すように、当該モニタM2の同じ表示領域「1-1」に表示されるか、あるいは隣接する表示領域（「1行2列部分；「1-2」、あるいは2行1列部分；「2-1」）に表示される。また、図14（a）に示すように、三次元画像Aのn-1スライス番目の断層像「ア」、nスライス番目の断層像「イ」、n+1スライス番目の断層像「ウ」、n+2スライス番目の断層像「エ」は、それぞれ、モニタM1の表示領域「1-1」、「1-2」、「2-1」、「2-2」（2行2列目部分）に表示された場合、各断層像「ア、イ、ウ、エ」とそれぞれ断層像対を形成する三次元画像Bの断層像「あ、い、う、え」は、モニタM2の表示領域「1-1」、「1-2」、「2-1」、「2-2」に表示される。

【0135】すなわち、本変形例では、多くの断層像対が同時に各モニタM1 ~ Mkに表示される。しかも、例えば、各モニタM1 ~ Mkの表示領域が2行2列のマトリクス状に形成されている場合、断層像対を形成する各断層像は、当該モニタM1 ~ Mk間で対応がとれた表示領域（例えば、行及び列の少なくとも一方が対応している）に表示されることになる。つまり、複数の断層像対をオペレータが比較読影しやすい状態で同時に表示する

ことができ、比較読影の精度をより向上させることができる。

#### 【0136】・変形例6

図5のステップ107の処理における断層像対を指定する処理において、その指定処理を三次元画像の特徴量を利用して自動的に行なってもよい。その方法は、三次元画像間の相互相関（cross-correlation）係数を、片方の画像を移動させながら算出すると、三次元画像間のズレ量が、相関係数が最大になったときのシフト量から求められる。なお、相関演算については、文献（3）等で広く紹介されており、それを画像間のズレ量を推定する方法として使用した例は、文献（4）で紹介されている。また、対応をとる必要があるのはz軸だけであるので、z軸に平行な投影面に各検査画像をパラレルビーム系で投影する（投影面に垂直な直線上の三次元画像の線積分を各画像毎に求める）ことにより、疑似スキノグラム像を作成し、このスキノグラム像に対し二次元相関演算を施すことにより、対応をとってもよい。

【0137】例えば、ステップ107の代わりとして、図15に示す処理を行なう。すなわち、制御用CPU3 aからの制御指令に応じて、各処理装置4 a 1 ~ 4 a 6は、画像記憶部4 e 1 ~ 4 e 6から三次元画像データ「A ~ F」を読み出し（ステップ107 a）、その三次元画像データ「A ~ F」に基づいて疑似スキノグラムデータ「S1 ~ S6」を作成し、画像記憶部4 e 1 ~ 4 e 6に格納する（ステップ107 b）。

【0138】続いて制御用CPU3 aは、作成された疑似スキノグラムデータ「S1 ~ S6」に対して二次元相関演算処理を行ない、解剖学的断層位置が略同一の断層像対グループを抽出（指定）する（ステップ107 c）。以下、ステップ108に移行して上述したステップ108 ~ 127の処理を行なう。

【0139】すなわち、三次元相関演算を用いてズレ量を推定する手法を用いた場合、推定されるズレ量の精度は高いが多くの時間がかかるのに対し、疑似スキノグラム像に対し二次元相関演算を用いてズレ量を推定する手法は、推定されるズレ量の精度は三次元相関演算を用いてズレ量を推定する手法に比べるとやや落ちるが、短時間で処理できることにある。さらに、投影面（投影角度）を変えて複数回処理する（ステップ107 b、ステップ107 cの処理を投影面を変えて繰り返す）ことにより、推定されるズレ量の精度を上げることもできる。これらの処理は、全ての比較対象である三次元画像が間接的に関連づけられるような組み合わせを自動的に選択して行なわれる。

#### 【0140】・変形例7

変形例6において、画像の中で推定されるズレ量の精度に大きく貢献する情報を予め強調し、あるいは抽出してもよい。例えば、その情報に大きく貢献する情報の一つは、境界情報であるので、予めハイパスフィルタや微分

フィルタ等を用いて、エッジ強調やエッジ抽出処理等を行ってもよい。この処理の特色は、モダリティや収集条件の違いにより画素値が保存されないピクセルが存在した場合でも、精度良くズレ量を推定することができることにある。

#### 【0141】・変形例8

変形例6において、特徴の少ない領域（他の領域と区別が付きにくい、例えばのっぺりした領域）では、推定されるズレ量の精度はあまり良くないことは、文献（3）等多くの論文で述べられている。そこで、全ての領域で相関演算を行なわないで、特徴量の多い領域（他の領域と区別が付きやすい領域）を1つ以上選択してその相関演算の結果（相関の高いシフト量。このz軸方向のシフト量が対応している断層像対を表す）を算出し、この結果をステップ107の入力部3cから指定された結果と同様に考えることにより、ステップ107、ステップ111～ステップ121の手順で位置合わせを行なってもよい。

【0142】また、特徴量の多い領域は、オペレータが断層像やROIを選択することにより指定しても良いし、また周波数解析を行ない高周波成分が多い部位を選ぶ等の手段で、各処理装置若しくは制御装置が自動的に指定しても良い。

#### 【0143】・変形例9

図7のステップ114の処理において、三次元画像間の位置合わせのために指定された断層像対が3対以上ある場合には、z座標を関連づけるために全ての断層像対を使用しないで近くにある複数の断層像対を用いてローカルにz座標を関連づけてもよい。例えば、図16

(a)のように三次元画像「A、B」の間に、断層像対「 $(A_1 - B_1)$ 」、 $(A_k - B_k)$ 」、 $(A_p - B_p)$ 」 $\{1 \leq k < p\}$ 」が指定されていた場合、断層像対「 $(A_1 - B_1)$ 」と「 $(A_k - B_k)$ 」を用いて算出したズレ量（例えば、 $G_k$ とする）に基づいて、断層像対「 $(A_1 - B_1)$ 」と「 $(A_k - B_k)$ 」の間またはその近辺に存在する断層像の位置合わせを行う。すなわち、図16(b)に示すように、断層像「 $A_1 \sim A_k$ 」間の断層像「 $A_f$ 、 $A_q$ 、 $A_j$ 」は、断層像「 $B_1 \sim B_k$ 」間の断層像「 $B_f$ 、 $B_q$ 、 $B_j$ 」の位置と上記ズレ量 $G_k$ で表せる。同じく断層像対「 $(A_k - B_k)$ 」と「 $(A_p - B_p)$ 」との間で算出したズレ量（例えば $G_p$ とする）に基づいて、断層像対「 $(A_k - B_k)$ 」と「 $(A_p - B_p)$ 」の間またはその近辺に存在する断層像の位置合わせを行なう。すなわち、図16(c)に示すように、断層像「 $A_k \sim A_p$ 」間の断層像「 $A_m$ 、 $A_n$ 、 $A_o$ 」は、断層像「 $B_k \sim B_p$ 」間の断層像「 $B_m$ 、 $B_n$ 、 $B_o$ 」の位置と上記ズレ量 $G_p$ で表せる。

【0144】これは、体格差のある被検体を撮影した際の画像間で比較する場合や、体格が同じものでも撮影時に多少姿勢が異なっていた等の場合に、z座標のズレを

極力抑える効果がある。

#### 【0145】・変形例10

図6のステップ121、及びステップ126の画像補間処理において次の断層像対を作成するときに、前後に存在する断層像対への距離の比が同じ位置の断層像を作成してもよい。例えば、図17のように、三次元画像「A、B」の間に、断層像対「 $(A_1 - B_1)$ 」、 $(A_k - B_k)$ 」、 $(A_p - B_p)$ 」 $\{1 \leq k < p\}$ 」が指定されていた場合であり、断層像対「 $(A_1 - B_1)$ 」と「 $(A_k - B_k)$ 」の間において当該断層像「 $A_1 \sim A_k$ 」間を「 $m_1 : n_1$ 」に内分する位置の断層像を表示する際には、三次元画像Bにおいて断層像「 $B_1 \sim B_k$ 」間を「 $m_1 : n_1$ 」に内分する位置の断層像を表示すればよい。同じく断層像対「 $(A_k - B_k)$ 」と「 $(A_p - B_p)$ 」の間において当該断層像「 $A_k \sim A_p$ 」間を「 $m_2 : n_2$ 」に内分する位置の断層像を表示する際には、三次元画像Bにおいて断層像「 $B_k \sim B_p$ 」間を「 $m_2 : n_2$ 」に内分する位置の断層像を表示すればよい。

【0146】これは変形例9と同様に、体格差のある被検体を撮影した際の画像間で比較する場合や、体格が同じものでも撮影時に多少姿勢が異なっていた等の場合に、z座標のズレを極力抑える効果があり、特にこの目的に対しては変形例9より効果的である。

#### 【0147】・変形例11

図6のステップ121において、順次表示するための断層像対データを作成するタイミングは、予め全ての対応する位置（z座標）の断層像データを作成しておいてもよいし、次断層像対表示指令（シングルアクション）又は断層像対を順次表示する指令（シングルコマンド）が入力されたときに、対応する位置の断層像対データを作成してもよい。前者は、最初に全ての断層像対を作成してしまうので、作成にまとまった時間が必要になり、断層像対の表示を即座に開始することができない。しかし、断層像対の表示を一度開始してしまえば、後は高速に断層像対の順次表示を行なうことができる。一方、後者は前者の逆で、断層像対の順次表示は前者ほど高速に行なえない代わりに、順次表示をすぐに開始することが出来、また各断層像対データを記憶しておく画像記憶部4e1～4emの記憶容量が少なくてもよいという長所を有する。さらに、前者では、基準断層像を変更すると観察しなかった画像を作成する時間を無駄に費やしたことになるが、後者は、断層像対を表示する段階で、基準断層像を簡単に変更することができる。

#### 【0148】・変形例12

図6のステップ120～121の処理では、断層像対を次々表示するために、算出したz座標の位置に断層像が無い場合は補間処理を用いて新たに算出している。

【0149】しかしながら、表示すべき位置（z座標位置、断層面）に断層像が無い場合は、その断層面からいちばん近い断層像を表示してもよい。例えば、図18の

ように、三次元画像「A、B」の間で位置合わせを行なった結果、「A<sub>ia</sub>-B<sub>i</sub> (i=1,2,...,N)」が断層像対であり、その断層面A<sub>ia</sub>の位置には、断層像が存在しない場合、この断層面A<sub>ia</sub>から一番近い断層像A<sub>i</sub>を断層像B<sub>i</sub>に対応する断層像として表示する。この方法では、算出されたz座標位置の断層像をわざわざ作成する必要がないので、高速な順次断層像対表示が可能となる。

【0150】上述した断層面から一番近い位置に存在する断層像を表示する処理は、例えば比較対象となる部位の構造が細かい場合等においては、図9(b)に示したように補間処理を用いて算出されたz座標位置のCT値を求めると、その部位の構造が消滅してしまうような場合に用いられる。

【0151】つまり、このような比較対象部位が細かい場合には、補間処理を用いて新たな断層像を算出せず、常に最も近い位置に存在する断層像を表示するシステムを用いることもできる。また、比較対象部位が細かい場合においては、算出されたz座標の前後のスライスを同時に表示することもできる。

【0152】すなわち、図19及び図20に示すように、三次元画像「A、B」の間で位置合わせを行なった結果、「A<sub>ia</sub>'-B<sub>i</sub>' (i=1,2,...,N)」が断層像対であり、例えば、その断層面A<sub>ia</sub>'の位置には断層像が存在しない場合、図6のステップ120の判断の結果(N O)の後、図20に示すように、この断層面A<sub>ia</sub>'のz座標位置に対して前後するz座標位置の断層像A<sub>i</sub>'及び断層像A<sub>(i+1)'</sub>を断層像B<sub>i</sub>'に対応する断層像として画像記憶部4c1から順次読み出し、所定タイミング毎にモニタに同時表示する(ステップ121a)。なお、モニタの表示領域が2断層像分しかない場所には、B<sub>i</sub>'と同時にA<sub>i</sub>'もしくはA<sub>(i+1)'</sub>を表示し、一定時間毎にA<sub>i</sub>'とA<sub>(i+1)'</sub>を交互に表示させてもよい。また、シングルコマンドにてA<sub>i</sub>'とA<sub>(i+1)'</sub>を表示を切り換えてもよい。この方法においても、算出されたz座標位置の断層像を作成する必要がないので、高速な順次断層像対表示が可能となる。

【0153】上述した補間処理を用いることなく、算出されたz座標に最も近い位置の断層像(あるいは、z座標前後の位置の断層像)を表示させるシステムでは、演算処理がz座標を求める処理のみになり、補間処理を行なう必要がなくなるので、処理が大幅に軽減され、ソフトウェア・ハードウェアともにその構成が単純となり、非常に安価なシステムとなる。

#### 【0154】変形例13

本実施形態では、ステップ111～ステップ121やステップ126の処理において、断層像対を次々に表示するために、第1の断層像対の位置情報に基づいて略同一の各断層像対のz座標とそのz座標位置に相当(対応)する断層像対を設定(その位置に断層像がある場合には、その位置の断層像をそのまま導出して設定し、無い

場合には補間処理を用いた新たに算出(導出))している。言い換えれば、いわゆるIF文で判断し、その位置に断層像がある場合はその断層像をそのまま表示し、無い場合は補間処理を用いて新たに作成している。

【0155】しかしながら、断層像間の間隔は、各病院間によって部位毎に基準値がある。例えば耳は1mm、肺野は2mm等である。また近年、集団検診においても三次元画像を撮影する動きが出てきたが、その検査にも基準値が設定されている。例えば、集団検診にCT三次元画像を利用している代表的な例としては、東京から肺癌を無くす会(ALCA: Anti-Lung Cancer Association)によって行なわれている肺癌検診があるが、この検診においては、前記基準値を10mmとしている。このように多くの三次元検査画像は、基準値(基準断層像間隔)で再構成されている。

【0156】すなわち、各三次元検査画像が同一の基準断層像間隔で作成されている等の理由により、読み込んだままの三次元画像を順次表示しても位置ズレがほとんど生じない場合には、各三次元画像の第1の断層像間の位置情報に基づいて一度同一の断層像対が指定されれば、後は略同一の各断層像のz座標とそのz座標位置に相当する断層像を設定しなくても(すなわち、お互い断層像位置を更新しても、その更新位置が基準間隔毎で略同一位置であるから、補間処理を用いて新たに断層像を作成する必要はない)、次断層像対表示指令(シングルアクション)又は次断層像対順次表示指令(シングルコマンド)を受ける度毎に各断層像を次の断層像に更新するだけで、常に略同一の断層像対が表示できる。

【0157】例えば、三次元画像Aと三次元画像Bとが略同じ断層間隔(基準断層像間隔)で取得されていた場合において、三次元画像Aと三次元画像Bの断層像対を同期表示させるとする。なお、三次元画像Aは、処理装置4a1の画像記憶部4e1に格納されているとし、三次元画像Bは、処理装置4a2の画像記憶部4e2に格納されているとする。

【0158】このとき、オペレータは、図5のステップ107の処理として、三次元画像Aの所望のスライス位置(そのスライス位置に対応するz座標を「Z<sub>r</sub>」とする)の断層像A(Z<sub>r</sub>)を指定するとともに、その断層像A(Z<sub>r</sub>)と解剖学的断層位置が略同一の断層像B(Z<sub>rb</sub>)を三次元画像Bの中から指定する(図21、ステップ301)。そして、制御用CPU3aは、その2つの断層像「A(Z<sub>r</sub>)、B(Z<sub>rb</sub>)」をそれぞれ同期させて表示させる指令を処理装置4a1及び4a2に送る。処理装置4a1及び4a2のCPU4b1及び4b2は、ステップ119～126と同様の処理を行なう。この結果、断層像A(Z<sub>r</sub>)及び断層像B(Z<sub>rb</sub>)が例えばモニタM1、M2に同期して表示される(ステップ302)。

【0159】このとき、三次元画像データ「A、B」

は、同一の断層間隔で取得されているため、読影者が、入力部3cのキーボードKや次断層像表示指令スイッチN等を操作してシングルアクションか、あるいは、シングルコマンドを入力すれば、三次元画像「A、B」の中からその断層間隔毎に断層像（断層像対）が選択される。そして、その断層像対は、それぞれ同期して順次モニタM1、M2に表示される（ステップ303）。以下、ステップ127の処理を行なう。

【0160】このように、断層間隔が略同一の場合、最初に解剖学的断層位置が略同一の断層像を指定してしまえば、後はその断層間隔毎に断層像対を順次表示することができる。したがって、処理が大幅に簡略化され、処理速度が大幅に向上する。また、処理が大幅に簡略化されるため、ソフトウェア・ハードウェアともにその構成が単純となり、非常に安価なシステムとなる。

#### 【0161】・変形例14

図6のステップ120～121の処理において、同期して順次表示している際に、例えば、画像指定部11を所定の方に切り換えること、あるいは画像指定部12の同期解除スイッチCを押すことにより、一部又は全ての\*

$$FA(u, v) = F(u, v) HA(u, v) \quad \cdots (4)$$

【数5】

$$FB(u, v) = F(u, v) HB(u, v) \quad \cdots (5)$$

ここで、 $(u, v)$ は、フーリエ面の座標であり、 $F(u, v)$ 、 $FA(u, v)$ 、 $FB(u, v)$ は、全ての物体や画像をフーリエ変換した結果である。また、ここでは簡単のために二次元断層面の処理について説明しているが、三次元での処理も同様に処理できる。ところで、 $FA(u, v)$ 、 $FB(u, v)$ は本来同じ対象※

$$H(u, v) = HA(u, v) / HB(u, v) \quad \cdots (6)$$

この画像再構成時にかけるフィルタも考慮する処理の特徴は、画素値が保存されるモダリティにおいて、画素値を直接比較できることにある。

#### 【0165】・変形例16

本システムの機能の一部又は全部は、撮影モダリティに設けられていてもよい。

#### 【0166】・変形例17

図5のステップ106の基準データを設定する処理は、基準断層像Aを制御装置3の入力部3cより設定し、その基準断層像Aの各表示条件をその基準断層像Aが保持されている画像処理装置4a1のメモリ4c1から読み込むことにより、基準データを基準断層像Aの各表示条件に設定してもよい。この処理の特徴は、非常に多くの基準データの設定を自動化できることにある。

#### 【0167】・変形例18

断層像対を形成する各断層像の座標系を基準断層像の座標系に合わせる回転処理、特に断層面の回転（断層像対の断層面を平行にする回転）は行なわなくてもよい。つまり、基準断層面（xy平面）と比較する断層面とのなす角が小さい（平行に近い）場合や、注目領域（RO

\* 画像の同期表示を停止させることもできる。これは、個別に読影したくなった場合に有効である。また、一部の表示画像の断層面が他の表示画像画像の断層面の位置とずれてきた場合、その画像を非同期にして位置を調節した後に、再度同期モードにするという同期位置のズレに対する補正手段としても有効である。

#### 【0162】・変形例15

図6のステップ122の処理でのフィルタの種類を断層像対間で一致させる処理において、画像再構成時にかけられるフィルタを考慮してもよい。これは、再構成フィルタの別の再構成像のMTF（Modulation Transfer Function：変調伝達関数）を登録しておき、MTFを一致させるフィルタをかけることにより、達成される。例えば、画像A、BのMTFがそれぞれ $HA(u, v)$ 、 $HB(u, v)$ とした場合、画像A、Bの対象物体が同じ $F(u, v)$ だとすると、三次元画像「A、B」の分布 $FA(u, v)$ 、 $FB(u, v)$ は、それぞれ次のように得られている。

#### 【0163】

【数4】

※ 物体なので、MTFが同じであれば、同じ画像となるはずである。したがって、MTFを一致させるためには、 $FB(u, v)$ にフィルタ $H(u, v)$ をかければよい。

#### 【0164】

【数6】

1: Region of interest）が決まっている場合は、比較する領域の一部（例えば中心）の位置を合わせさえすれば、比較対象であるその他の領域の位置ズレ量はそれほど大きくはなく、このような場合には、比較対象の三次元データの断層面を、基準断層面と平行にする処理（断層面の傾きを変えるような回転処理）を省いてもよい。この方法の特長は、三次元補間という時間のかかる処理を省けるので、高速に処理できる点にある。

【0168】すなわち、基準断層像からのズレ量が小さい場合やROIが決まっている場合に、三次元補間という時間のかかる処理を省いて高速に処理できるので、有効な方法であると思われる。後者の場合の処理方法は、任意の三次元画像の断層面上に注目領域を設定した後、その注目領域に対応する領域を比較対象の三次元画像において算出した後、対応する領域を多く含む断層面を表示してもよいし、図5のステップ101～ステップ105の処理において、座標の不一致は無視してROIの位置合わせを行なうことにより、座標を関係づけなくてもよい。

#### 【0169】・変形例19

本実施例では、断層像対をフレーム毎に異なるモニタに

表示させたが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば、断層像対を構成するある断層像の一部を他の断層像対を構成する断層像の画像に変換することもできる。

【0170】今、k組の三次元画像データがそれぞれ、処理装置4a1～4akの画像記憶部4e1～4ekに記憶されているとした場合、最初オペレータの操作に基づく制御用CPU3aの処理により、処理装置4a1の画像記憶部4e1に記憶された三次元画像データAがモニタM1に順次表示されているとする。

【0171】このとき、読影者は、表示された三次元画像Aを見ながら、現在表示された断層像上のある部位を他の三次元画像と比較して読影したいとする。ここで、読影者は、入力部3cのキーボードK等を操作して現在表示されている断層像A(Za1)を停止(フリーズ)させる。そして、キーボードK等を操作してその比較したい部位をROIで指定するとともに、比較読影したい三次元画像(その三次元画像が記憶されている処理装置、例えば4a2とする)を指定する(図22、ステップ401)。このとき、制御用CPU3aは、その指定されたROI及び処理装置4a2を読み込み、画像記憶部4e1に格納された三次元画像データの中から三次元画像データA(Za1)を読み出すとともに、画像記憶部4e2に格納された三次元画像データBの中から、当該z座標(Za1)と解剖学的断層位置の等しい三次元画像データ(断層像対)B(Zb1)を読み出す(ステップ402)。そして、制御用CPU3aは、読み出したA(Za1)の内、ROIに指定された領域のデータ(ピクセル値)を消去し、その領域へ読み出した三次元画像データB(Zb1)の対応する領域のデータ(ピクセル値)を合成する(ステップ403)。そして、制御用CPU3aは、この結果得られた合成三次元画像データAb(Za1)を表示させる指令を処理装置4a1に送る。処理装置4a1のCPU4b1は、その指令に基づいてモニタM1に画像データAb(Za1)を表示させる。この結果、モニタM1には、図23に示すように、指定されたROI内の領域だけ比較読影したい他の三次元画像B(Zb1)が合成された三次元画像Ab(Za1)が表示される(ステップ404)。

【0172】ここでさらに、入力部3cのキーボードK等を操作して、ROIを移動若しくは、「合成オン、合成オフ」等のコマンドを送ると、前者は、合成した部分をもとの三次元画像Aに戻し、指定された移動量だけ平行移動した領域にROIを設定(ステップ401と同様の処理)し、ステップ402以下の処理を繰り返して、新たに指定されたROIに三次元画像Bの対応する領域を合成して表示する。また、後者では、オフが押された場合には、合成した部分をもとの三次元画像Aに戻し、再びオンが押された場合は、指定されていたROIに再び三次元画像Bを合成する。注目領域の近辺でROIを

左右に移動させたり、注目領域で合成のオン・オフを繰り返すことにより、注目領域における三次元画像AとBとの違い(陰影の変化や有無)が明確に判別できるので、正確な読影を行なうことができる。

【0173】なお、比較したい領域は部分的ではなく、例えばモニタ画面半分というような指定の仕方も可能である。すなわち、オペレータが入力部3cの例えばマウスmを操作してモニタ画面上に境界線データ(例えば、画面中央で表示領域を左右2等分するラインマーカー)を指定する。そして、制御用CPU3aは、その境界線データに基づいて、三次元画像データA(Za1)上の例えばその境界線位置に対して向かって左側は元の三次元画像データA(Za1)を残し、向かって右側には三次元画像データB(Zb1)の内の右半分を合成させる。この結果、図24に示すように、同一の解剖学的断層位置における異なった三次元画像がモニタM1の中央を境にして合成された状態で表示される。

【0174】また、この状態でマウスm等を操作してラインマーカーを例えば左右に移動させることにより、ラインマーカーを境にして三次元画像AとBとの違い(陰影の変化や有無)が明確に判別できるので、正確な読影を行なうことができる。

【0175】さらに、この考え方の発展した例として、ROIで指定した領域(あるいは、境界線で仕切られた内の一方の領域)に、他のモダリティで得られた画像を合成することもできる。

【0176】これらの変形例によれば、読影者は視点を移動させることなしに、断層像対を読影することができる。また、比較する位置の対応が付きやすいため、読影効率を大幅に高めることができる。さらに、断層像を一枚しか表示できない表示装置でも比較読影が可能となるという特長を有している。

#### 【0177】・変形例20

図6のステップ122において、各CPU4b1～4b6は、同一のz座標の断層像データ(断層像対データ)を単にモニタM1～M6に同一のタイミングで表示したが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば、断層像対を形成する各断層像データの中から複数(例えば2つ)の断層像データ(1組の断層像対データ)を選択し、その2つの断層像データをサブトラクション処理して得られたデータ(サブトラクションデータ)を表示することもできる。

【0178】このサブトラクション処理を行なう場合には、読影者は、図5のステップ106の処理における基準データを入力する際に、サブトラクション処理した画像を表示したい2つの三次元画像(その2つの三次元画像が記憶された処理装置、例えば4a1、4a2)、及びそのサブトラクション画像を表示するモニタ(例えばM1)を入力している。

【0179】一方、図6のステップ122の処理を終了



した各CPU4b1~4b6の内、CPU4b1、4b2は、図6に示す処理ではなく、図25に示す処理を行なう。すなわち、CPU4b1、4b2は、画像記憶部4e1、4e2からそれぞれ断層像データ(断層像データ)「A(Za1)、B(Zb1)」を読み出す。そして、CPU4b2は、読み出した断層像データB(Zb1)をCPU4b1に送る(ステップ501)。CPU4b1は、断層像データA(Za1)から断層像データB(Zb1)をサブトラクション処理する(ステップ502)。そして、得られたサブトラクション画像データ{(A(Za1)-B(Zb1));SU1とする}を表示装置5a1に送る。表示装置5a1は、送られたサブトラクション画像データ「SU1」に対し第2の表示条件である特性変換等の画像処理やブライトネス、コントラスト等の設定を行なった後、そのサブトラクション画像データ「SU1」をモニタM1に表示する(ステップ503)。

【0180】このとき、図6のステップ125~ステップ127に類した処理が行なわれているため、CPU4b1、4b2は、サブトラクション処理された断層像データ「A(Za1)、B(Zb1)」から所定間隔 $\Delta d$ 離れた断層像データA「(Za2)、B(Zb2)」を画像メモリ4e1、4e2から同一のタイミングで読み出し、ステップ501~503に示すサブトラクション処理を行なう。以下、ステップ120の処理にしたがってサブトラクション画像{「SU2」、「SU3」、...}が順次モニタM1表示される(ステップ504)。

【0181】本変形例によれば、解剖学的断層位置が同一の断層像対を同期して表示させるだけでなく、その断層像対どうしのサブトラクション画像を順次表示することができるため、そのサブトラクション画像を読影することにより、患者の診断対象部位の変化状態等を詳細に検討することができる。

#### 【0182】・変形例21

上述した変形例19の合成処理、及び変形例20のサブトラクション処理では、合成あるいはサブトラクションされる断層像対におけるスライス内の位置関係は略一致していることが望ましい。したがって、断層像対間でスライス位置が若干ずれている場合には、上述した図22及び図25の処理に加えて相関演算処理を行なうことにより、スライス内の位置関係のずれによる画像の差を補正し(対応している断層像対において各部位のピクセル位置を合わせる)、より正確な合成処理及びサブトラクション処理を行なうことができる。スライス内の位置関係のズレによる画像の差を補正する方法は、全体の位置ズレを補正する方法、及び体動による部分的なズレまで補正するためにローカルに相関演算を行ない、その結果をもとに対象を部分的に変形する方法等があり、これらの方法は、参考文献(4)により公知となっている。

【0183】すなわち、合成処理(あるいはサブトラク

ション処理)において、図22のステップ402の処理後(あるいは図25のステップ501の処理後)、制御用CPU3aは、図26に示すように、断層像データA(Za1)と断層像データB(Zb1)とを相関演算する(ステップ601)。そして、制御用CPU3aはその相関演算結果に基づいて断層像データA(Za1)と断層像データB(Zb1)との間のシフト量を演算する(ステップ602)。そして、このシフト量、及び断層像データB(Zb1)に基づいて、断層像データA(Za1)との相関が非常に高い(同一のスライス位置とみなされる)断層像データBa(Zb1)を生成して再度画像記憶部4e2に記憶する(ステップ603)。以下、ステップ403以降の処理が行なわれる。ただし、断層像データB(Zb1)として用いられるのは、新たに作成された断層像データBa(Zb1)である。

【0184】本変形例によれば、スライス位置にずれがある断層像対を用いて合成処理あるいはサブトラクション処理を行なう場合でも、正確な合成処理あるいはサブトラクション処理を行なうことができる。

#### 【0185】・変形例22

本実施例の画像処理装置のシステム構成は、図1の示す構成に限定されるものではなく、例えば、図27に示すように、図1に示す処理装置4a1~4amの内の1つ(処理装置10a1)が制御装置3を兼ねる構成(新たに入力部3cが加わっている)としてもよいし、図28に示すように、処理装置4a1~4amを無くし、制御装置3が処理装置4a1~4amを兼ねてもよい。この場合は、制御装置3が各処理装置4a1~4amの行なう全ての処理を変えて行なう。図25、26のようなシステムは、図1のシステムに比べて処理速度が遅くなる可能性があるが、比較的安価に実現できるので、実用化しやすいという特長を有する。

#### 【0186】・変形例23

図5のステップ108~ステップ109とステップ107の各処理を行なう順番は、最終的には同じとなるので、どのように設定してもよいが、図5のステップ108~ステップ109の処理を行ない易いように設定するのが望ましい。断層像対の各表示条件、例えば、ピクセルピッチが大きく違う場合は、位置合わせを行なうことが難しいこともある。このような時は、ステップ107の処理を予め行なったほうが位置合わせを行ない易い。

【0187】なお、本実施例及び変形例において、処理装置4a1~4amはそれぞれ1つのモニタM1~Mmを有する構成でもよい。また、本画像処理装置が種々の画像処理等を高速に行なうことができる高速演算装置(マイクロプロセッサ)を別個に有し、上述した制御用CPU3a及び処理装置4a1~4amで行なわれた処理等を必要に応じて上記高速演算装置で行なう構成にしてもよい。

【0188】さらに、上述した変形例で述べられた合成

演算、サブトラクション演算、及び相関演算等は制御用CPU3aあるいは各処理装置4a1~4amのCPU4b1~4bmで行なう構成としたが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば、合成演算を行なうデジタルロジック回路、サブトラクション演算を行なうデジタルロジック回路、及び相関演算を行なうデジタルロジック回路を別個に設けて、上記合成演算、サブトラクション演算、及び相関演算を行なわせてもよい。

【0189】さらにまた、本実施例では、医用画像撮影モダリティとしてCT装置を用いたが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば、MRI装置であってもよく、また、CT装置とMRI装置とを備え、これらの装置で得られた複数組の三次元画像を比較読影してもよい。

【0190】なお、以下に、実施例で参照した参考文献名を掲載する。

(1) 「テレビジョン画像工学ハンドブック」テレビジョン学会編、オーム社。

(2) 「High Speed Display through Hybrid Processing」Optics Letters, Vol.15, No.10, 565-567 (1990)。

(3) 「デジタル画像処理」Kak Rosenfeld 著、長尾真訳、近代科学社。

(4) 「Digital Image Subtraction of Temporally Sequential Chest Image for Detection of Interval Change」, A. Kano et al., Medical Physics, Vol. 21, No.3, 453-461 (1994)。

【0191】

【発明の効果】以上述べたように本発明によれば、複数組の3次元画像の中から解剖学的断層位置が略同一の少なくとも1つの断層像対を設定し、さらに、その断層像対を例えば所定のタイミングで同期させて表示することができるため、解剖学的断層位置を合わせるという非常に困難な操作をすることなしに、断層像対を表示することができる。したがって、比較読影の際の読影者の負担が減少し、また、比較読影にかかる時間及びコスト（読影者の人件費等）が減少する。そして、この効果による2次的な効果としては、比較読影を行なう頻度が多くなり、診断の正確さがより向上することが挙げられる。

【0192】また、複数の断層像対間の断層間隔の違いによる解剖学的断層位置の位置合わせを行なうことなしに、複数の断層像対を順次表示することができるため、比較読影にかかる時間及びコストが減少する。

【0193】さらに、断層像対を構成する複数の断層像（表示画像）の明るさ、コントラスト、適用される画像フィルタ等の画像パラメータの少なくとも一部を、読影者の余計な操作なしで当該断層像対を構成する複数の断層像間で同一に設定することができるため、読影者が比較読影する際に、上記画像パラメータを逐一合わせる必要がなくなり、読影者の労力を大幅に低減させながら比

較読影の精度を向上させることができる。

【0194】さらにまた、複数のモニタを階層構造で配設している場合に、当該モニタに表示される断層像対を構成する複数の断層像の少なくとも一部は、それぞれ隣接した位置のモニタ、つまり、比較される断層像対が隣接して見られるような位置に自動的に表示される。したがって、一度表示された断層像対の表示位置を変更する等の余計な手間が不要になり、読影者の労力を大幅に低減させながら比較読影の精度を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係る画像表示システムの概略構成を示すブロック図。

【図2】図1における表示装置の概略構成を示すブロック図。

【図3】(A)は、入力部の概略構成を示す斜視図であり、(B)は、画像指定部1<sub>1</sub>の構成の一例を示す図。

【図4】階層構造に配設された複数のモニタを示す斜視図。

【図5】解剖学的断層位置が略同一の断層像対を同期させて表示する際の画像表示システム全体の動作の一例を表す概略フローチャート。

【図6】解剖学的断層位置が略同一の断層像対を同期させて表示する際の画像表示システム全体の動作の一例を表す概略フローチャート。

【図7】解剖学的断層位置が略同一の断層像対を同期させて表示する際の画像表示システム全体の動作の一例を表す概略フローチャート。

【図8】断層像対の概念を示す図。

【図9】算出されたz座標の断層像データを生成する際の考え方を説明するための図。

【図10】ピクセルサイズを一致させる処理の概念を説明する図。

【図11】座標系を一致させる処理の概念を説明する図。

【図12】処理装置に複数個の表示装置が割り当てられている場合の、各モニタに表示された断層像対を表す図。

【図13】複数のモニタの複数の表示領域内の同一位置に表示された断層像対を示す図。

【図14】複数のモニタの複数の表示領域内の同一位置に表示された断層像対を示す図。

【図15】スキノグラム像に対する2次元相関演算処理の一例を説明するための概略フローチャート。

【図16】複数個の断層像対を用いてローカルにz座標を関連づける処理を説明する概念図。

【図17】前後に存在する断層像対への距離の比が同じ位置の断層像を作成する処理を説明する概念図。

【図18】表示すべきz座標位置からいちばん近いz座標位置に存在する断層像を表示する処理を説明する概念

図。

【図 19】表示すべき z 座標位置の前後の z 座標位置に存在する断層像を同時に表示する処理を説明する概念図。

【図 20】表示すべき z 座標位置の前後の z 座標位置に存在する断層像を同時に表示する処理の一例を説明するための概略フローチャート。

【図 21】略同じ断層間隔で取得された 2 組の三次元画像を同期表示させる際のシステム全体の処理の一例を説明するための概略フローチャート。

【図 22】断層像対を構成するある断層像の一部を他の断層像対を構成する断層像の画像に変換する際のシステム全体の処理の一例を説明するための概略フローチャート。

【図 23】指定 ROI 内だけ他の断層像が合成された断層像を示す図。

【図 24】境界を挟んで 2 つの異なる断層像が合成された断層像を示す図。

【図 25】サブトラクション処理を行なう際のシステム全体の動作の一例を説明するための概略フローチャート。

【図 26】相関演算処理を行なう際のシステム全体の動作

\* 作の一例を説明するための概略フローチャート。

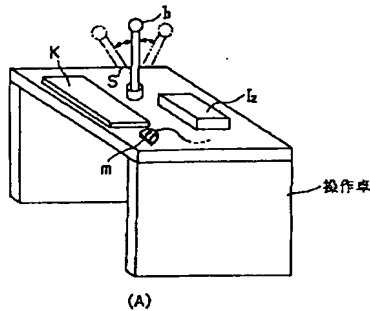
【図 27】本発明の画像表示システムのその他の構成例を示す概略ブロック図。

【図 28】本発明の画像表示システムのその他の構成例を示す概略ブロック図。

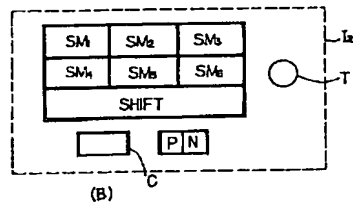
【符号の説明】

- 1 CT装置
- 2 画像DB
- 3 制御装置
- 10 3a 制御用CPU
- 3b 主メモリ
- 3c 入力部
- 4a1~4am 画像処理装置
- 4b1~4bm CPU
- 4c1~4cm メモリ
- 4e1~4em 画像記憶部
- 5a1~5an 表示装置
- 5b1~5bn LUT
- 5c1~5cn 画像メモリ
- 5d1~5dn 表示部
- 20 M1~Mn モニタ

【図 3】

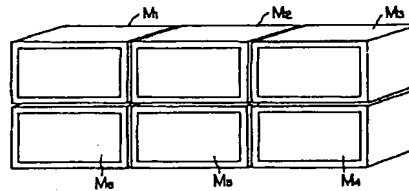


(A)

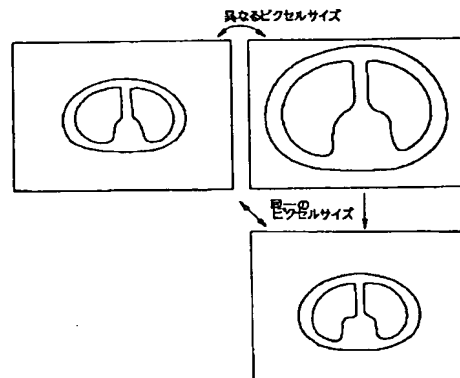


(B)

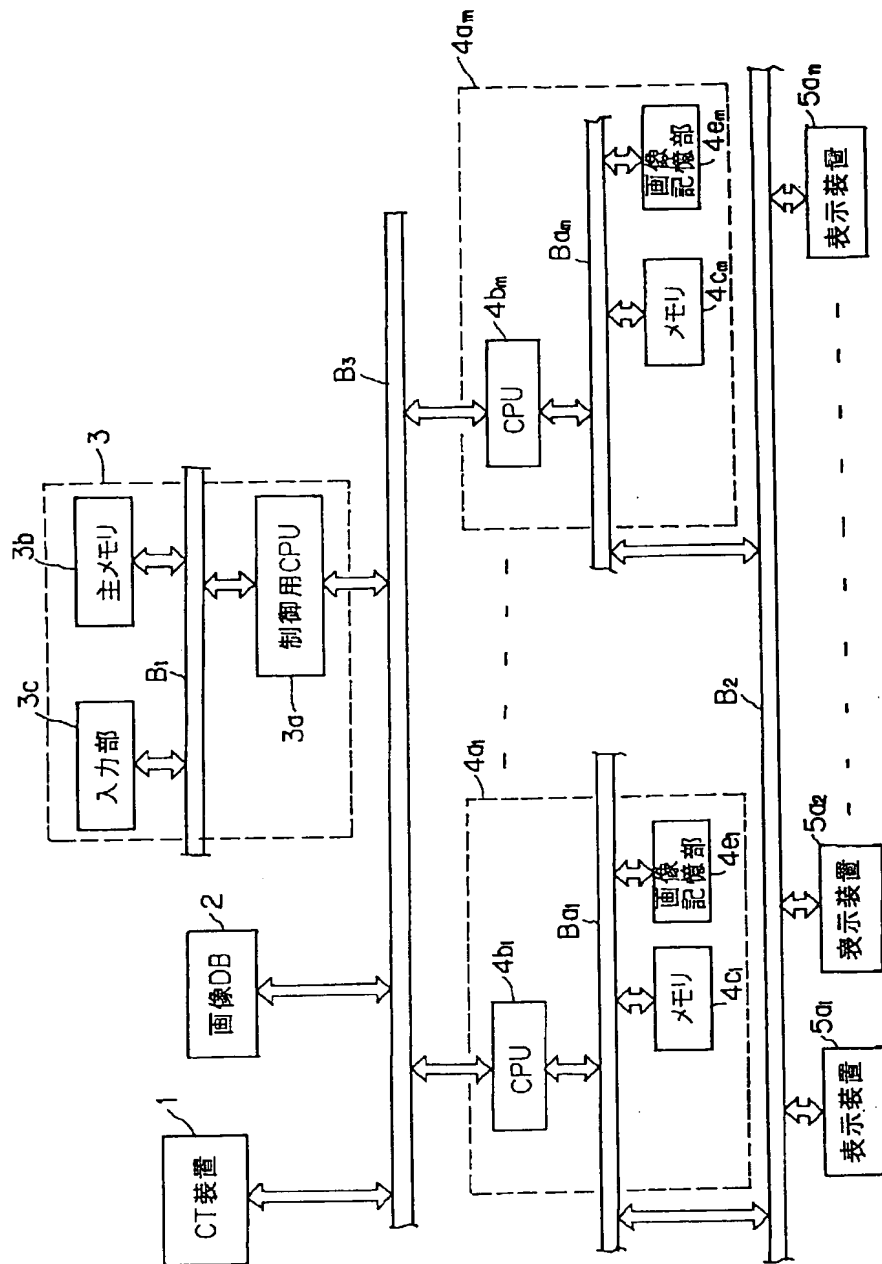
【図 4】



【図 10】

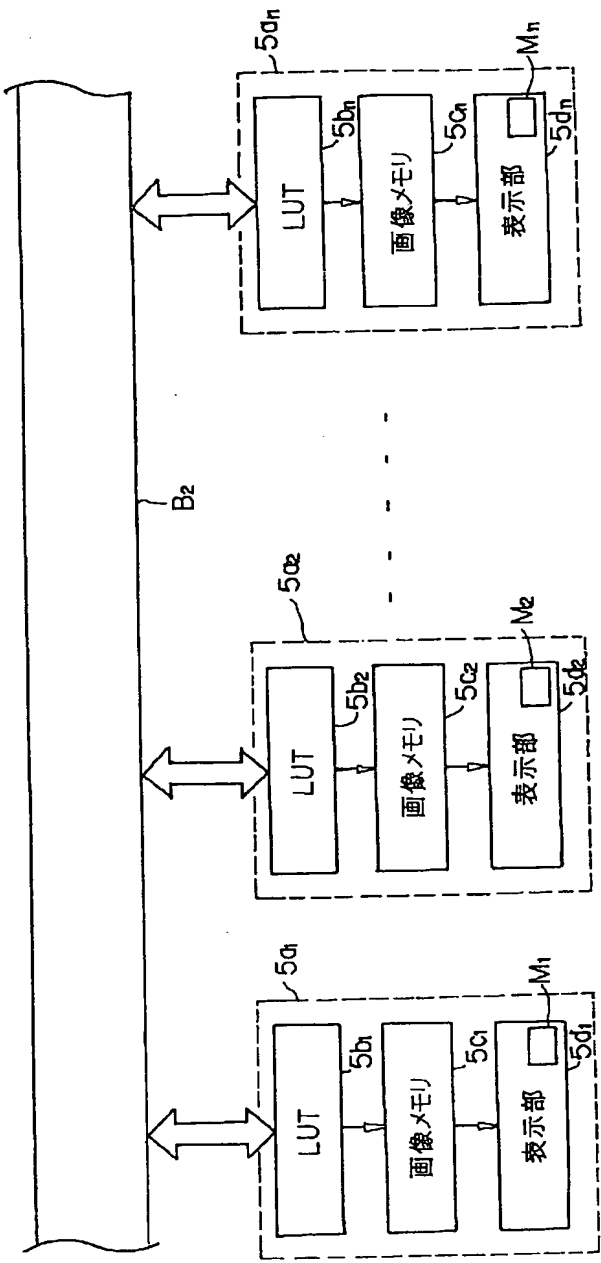


【図1】

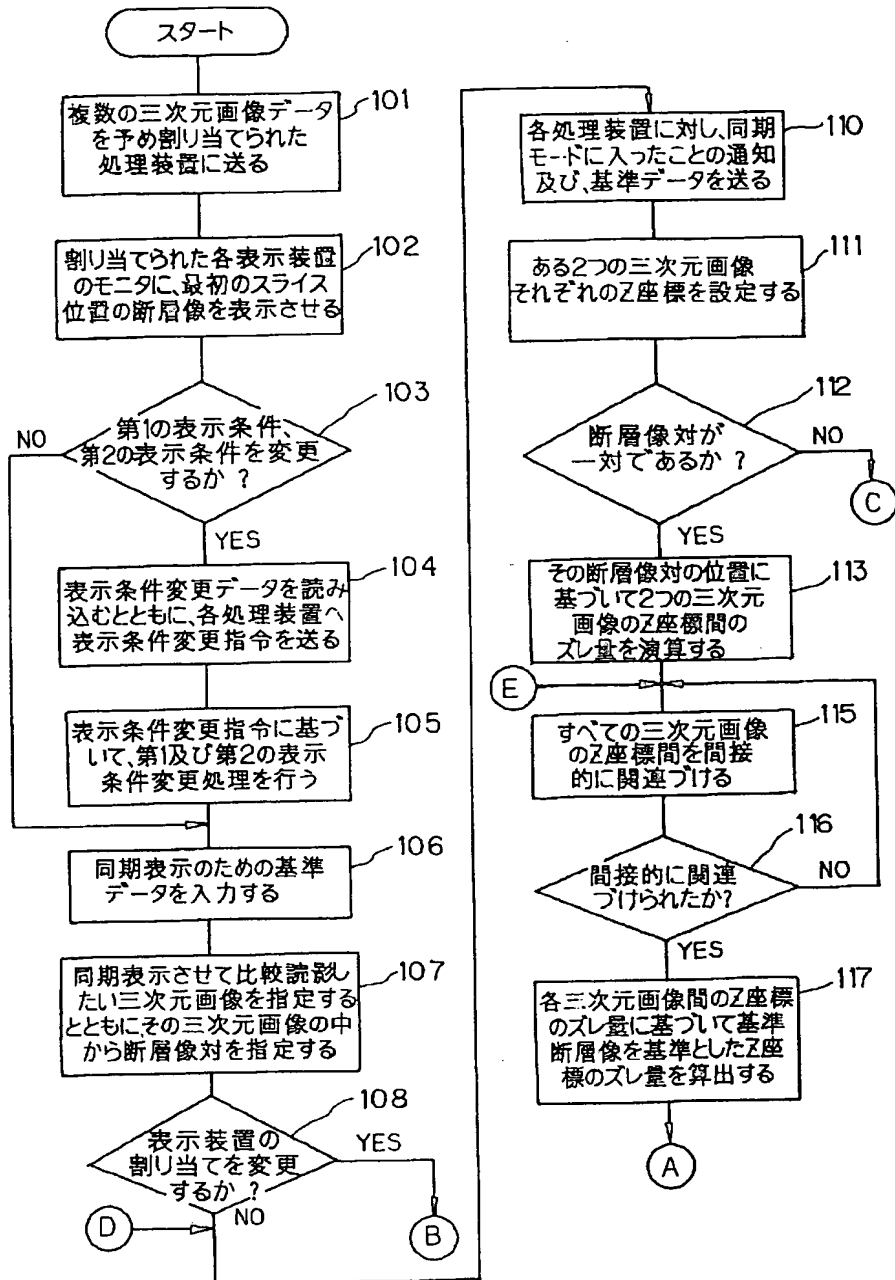


(24)

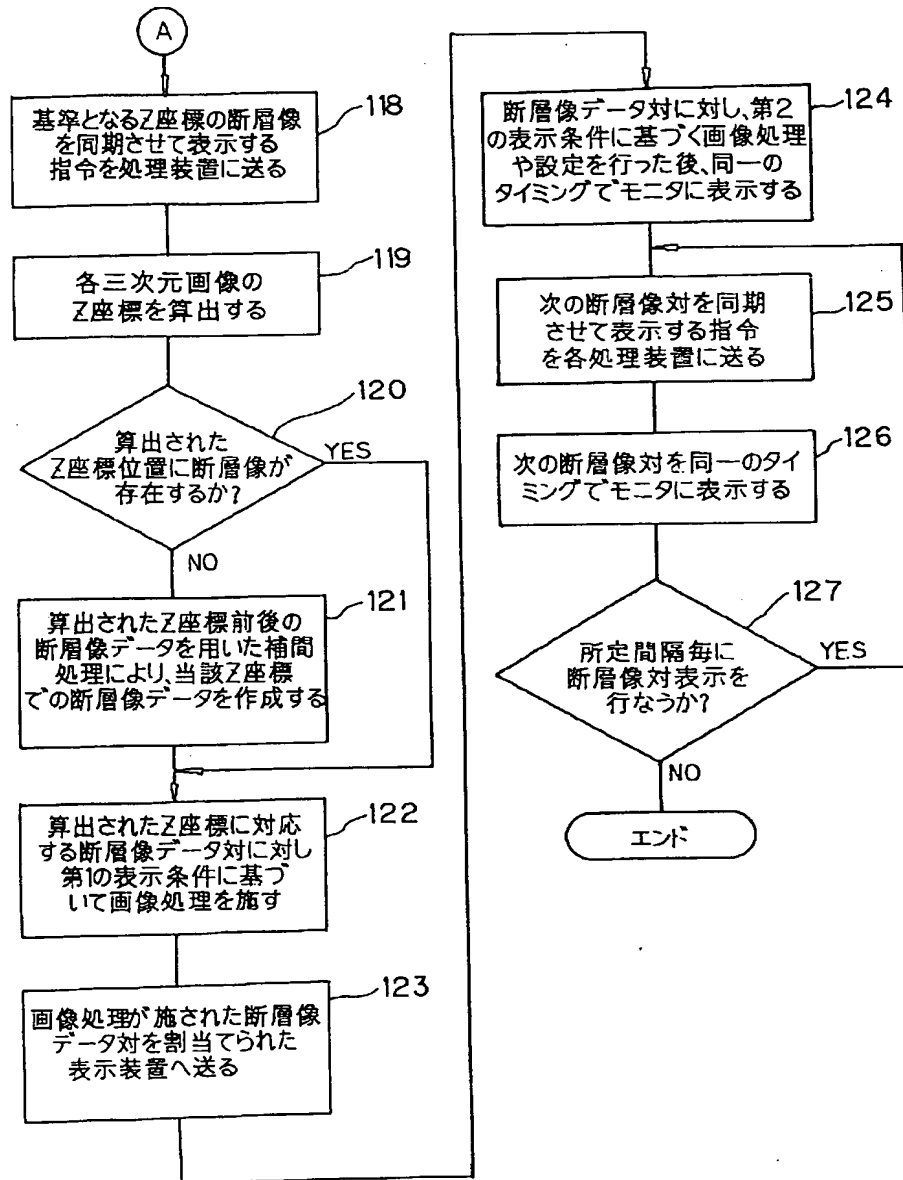
【図2】



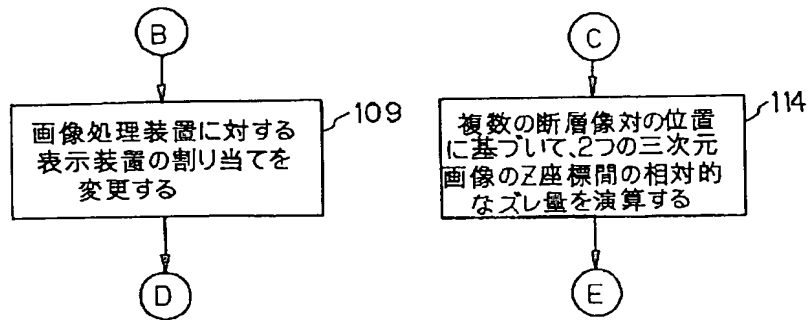
【図5】



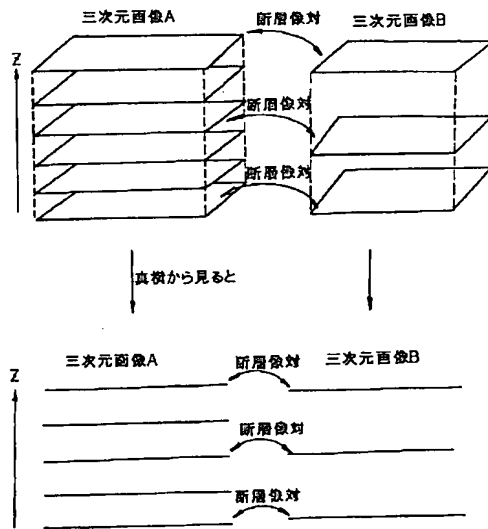
【図6】



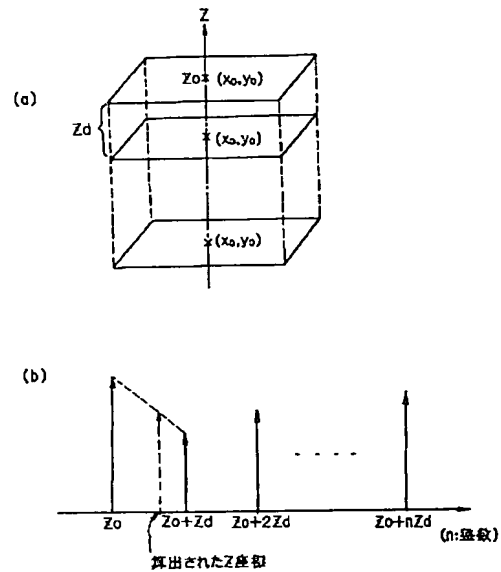
【図7】



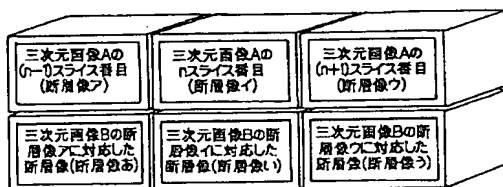
【図8】



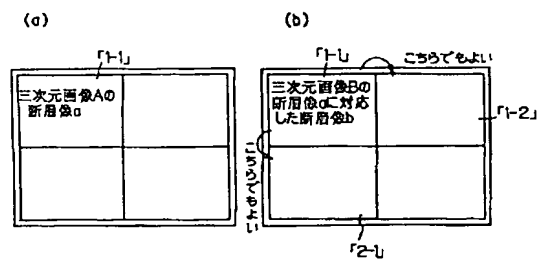
【図9】



【図12】

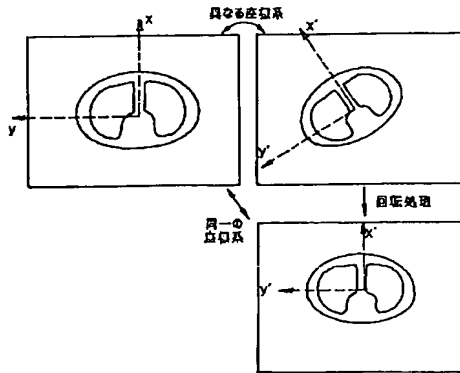


【図13】

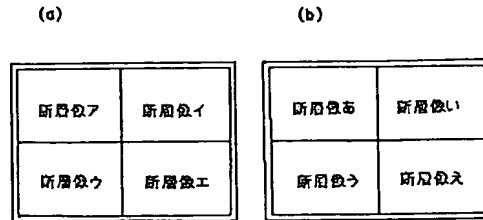




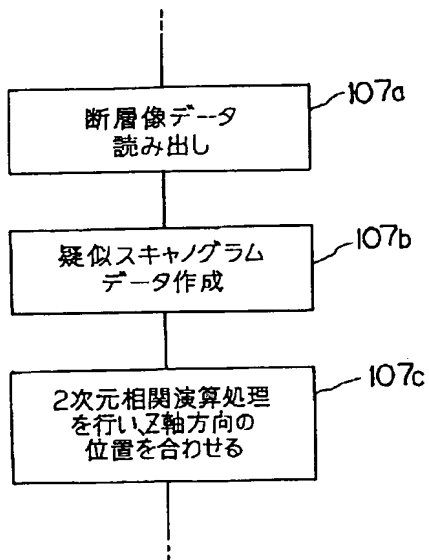
【図11】



【図14】

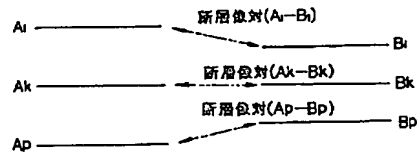


【図15】

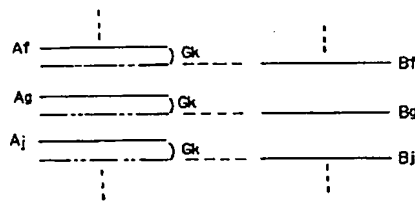


【図16】

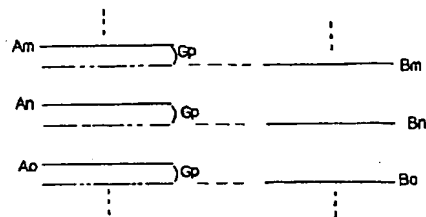
(a) [位置合わせ前]



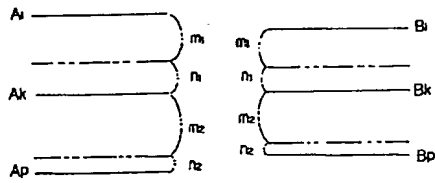
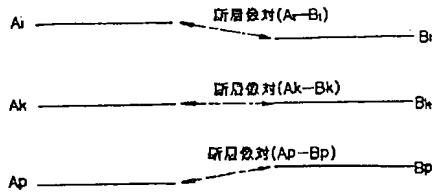
(b) [B1~Bk間の位置合わせ]



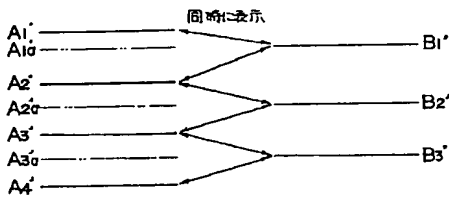
(c) [Bk~Bp間の位置合わせ]



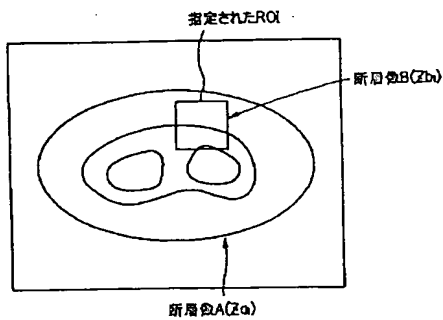
【図17】



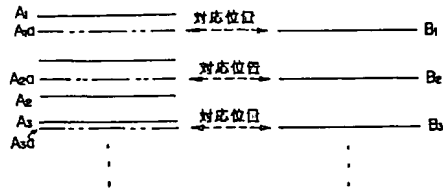
【図19】



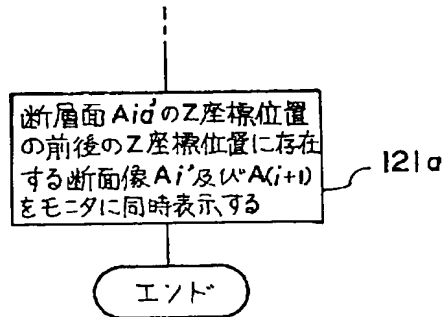
【図23】



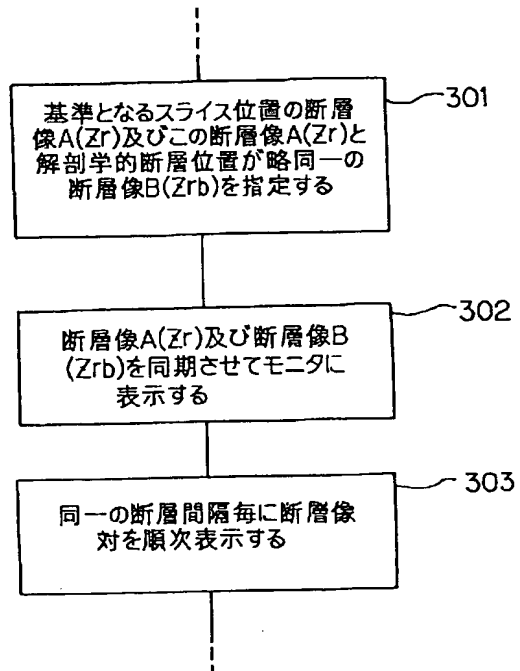
【図18】



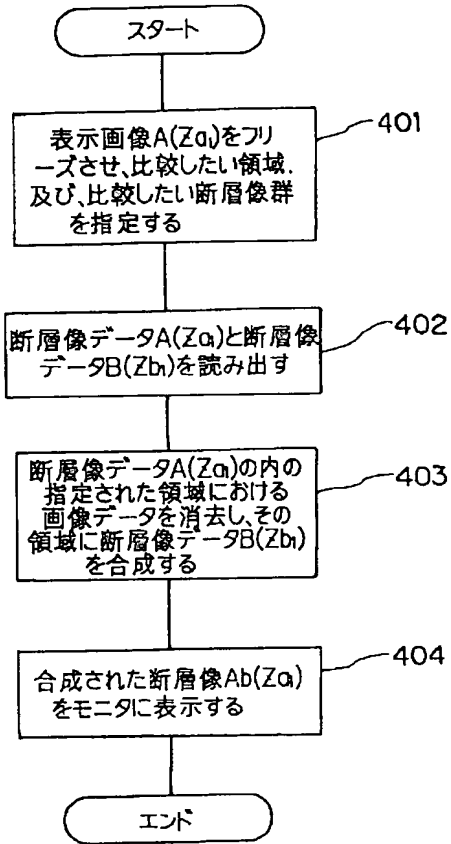
【図20】



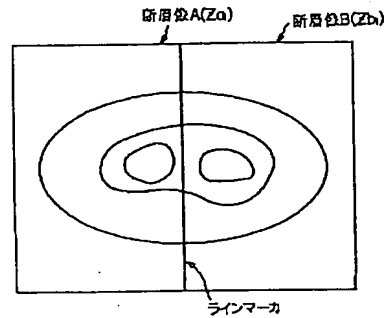
【図21】



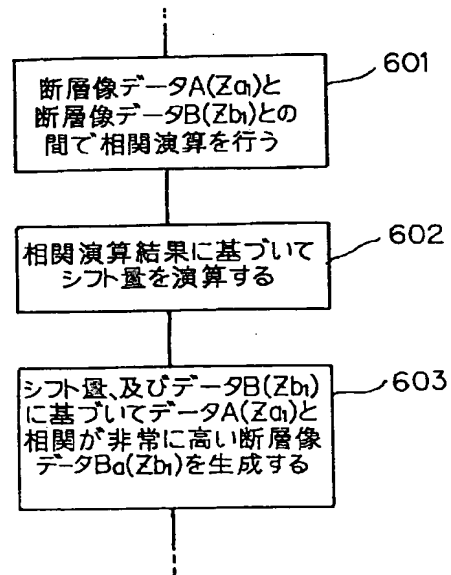
【図 2 2】



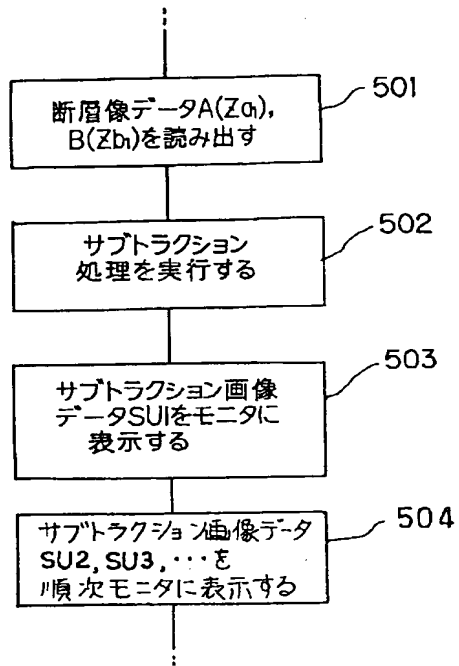
【図 2 4】



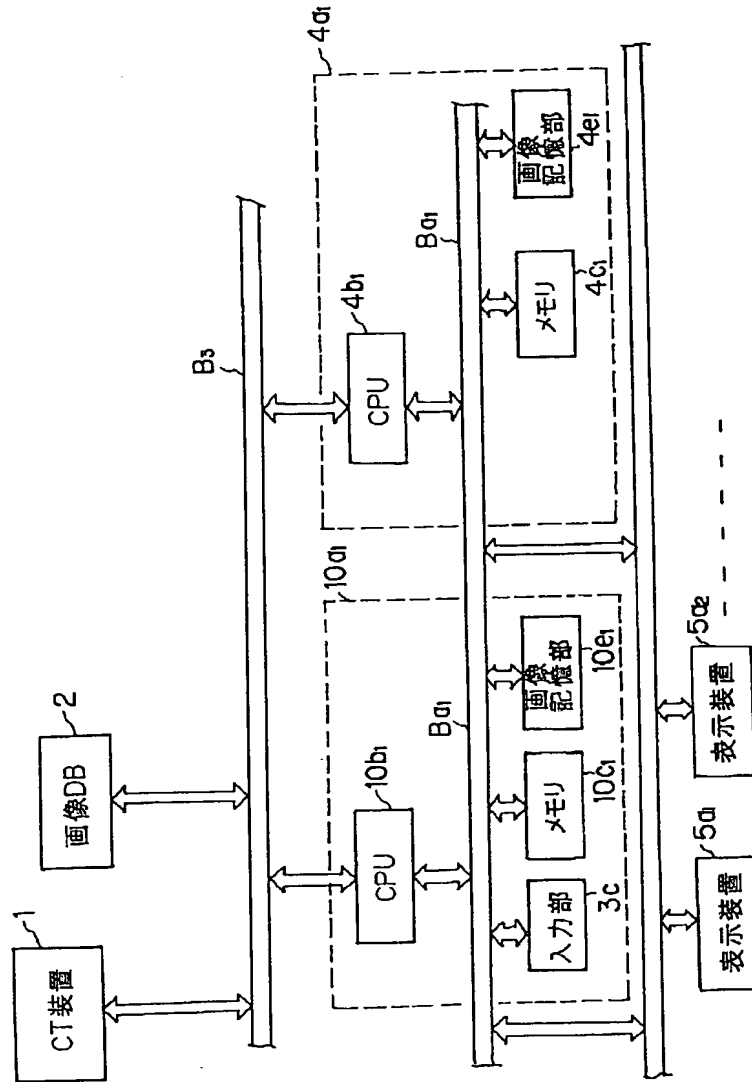
【図 2 6】



【図25】



【図27】



【図 28】

